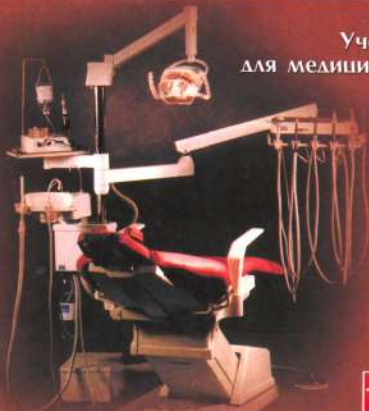


В. Н. Трезубов, М. З. Штейнгатт, Л. М. Мишнёв

# ОРТОПЕДИЧЕСКАЯ СТОМАТОЛОГИЯ

**ПРИКЛАДНОЕ  
МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЕ**

Учебник  
для медицинских  
вузов



<http://www.speclit.spb.ru>



САНКТ-ПЕТЕРБУРГ  
СпецЛит

**В. Н. Трезубов, М. З. Штейнгатт, А. М. Мишинёв**

# **ОРТОПЕДИЧЕСКАЯ СТОМАТОЛОГИЯ**

## **ПРИКЛАДНОЕ МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЕ**

*Учебник для медицинских вузов*

Под редакцией профессора **В. Н. ТРЕЗУБОВА**

3-е издание, исправленное и дополненное

*Рекомендовано  
Учебно-методическим объединением  
по медицинскому  
и фармацевтическому образованию вузов России  
в качестве учебника для студентов,  
обучающихся по специальности  
040400 — Стоматология*

---

Санкт-Петербург  
СпецЛит  
2003

Рецензенты:

**А. С. Щербakov**, заведующий кафедрой ортопедической стоматологии Тверской государственной медицинской академии, заслуженный деятель науки России, профессор;

**М. М. Пожарицкая**, заведующая кафедрой пропедевтики стоматологических заболеваний Московского государственного медико-стоматологического университета, профессор

**Трезубов В. Н., Штейнгарт М. З., Мишнёв Л. М.**

Т66 Ортопедическая стоматология: Прикладное материаловедение: Учебник для медицинских вузов/ Под ред. проф. В. Н. Трезубова. 3-е изд., испр. и доп. — СПб.: СпецЛит, 2003. — 384 с.: ил. ISBN 5-299-00241-6

В книге детально обобщены свойства, структура, методы обработки и использования современных стоматологических материалов, предназначенных для зубного протезирования, ортодонтии, челюстно-лицевой ортопедии и травматологии, а также терапевтической стоматологии.

Особое внимание уделяется клиническим материалам: оттисковым массам, стоматологическим цементам, композиционным полимерам (компомерам или керомерам). Детально описаны металлы, их сплавы, полимеры различных типов. Расширена глава, посвященная свойствам и применению разнообразных видов керамики. Подробно изложены вспомогательные материалы, имеется раздел о взаимодействии основных стоматологических материалов с организмом человека, т. е. клинического материаловедения. Книга содержит большое количество справочных таблиц.

Издание рассчитано в первую очередь на студентов стоматологических факультетов медицинских вузов и зуботехнических отделений медицинских колледжей, однако оно будет полезным для врачей-стоматологов и зубных техников.

УДК 615 616.3 617 620

ISBN 5-299-00241-6

© Трезубов В. Н., Штейнгарт М. З.,  
Мишнёв Л. М., 1999, 2001, 2003  
© Издательство «СпецЛит», 1999,  
2001, 2003

# ОГЛАВЛЕНИЕ

<i>Предисловие к третьему изданию</i> .....	6
<i>Предисловие к первому изданию</i> .....	7
<i>Список условных сокращений</i> .....	8

<b>Глава 1. Классификация материалов, применяемых в ортопедической стоматологии</b> .....	9
---	---

<b>Глава 2. Оттисковые материалы</b> .....	12
--	----

2.1. Оттиск. Модель. Ложки для получения оттисков. Методика получения оттиска .....	12
2.2. Требования, предъявляемые к оттисковым материалам .....	22
2.3. Твердые оттисковые материалы .....	24
2.4. Эластические оттисковые материалы .....	34
2.4.1. Альгинатные массы .....	34
2.4.2. Силиконовые массы .....	40
2.4.3. Полисульфидные (тиоколовые) оттисковые материалы .....	52
2.4.4. Полиэфирные оттисковые материалы .....	53
2.5. Термопластические (обратимые) оттисковые материалы .....	56

<b>Глава 3. Металлы и их сплавы</b> .....	59
---	----

3.1. Общие сведения о металлах, сплавах металлов и их свойствах .....	59
3.1.1. Физико-механические свойства металлов и сплавов металлов .....	63
3.1.2. Химические свойства металлов и сплавов металлов .....	67
3.1.3. Технологические свойства металлов и сплавов металлов ..	68
3.2. Характеристика сплавов, применяемых в ортопедической стоматологии .....	71
3.2.1. Сплавы золота, платины и палладия .....	73
3.2.2. Сплавы серебра и палладия .....	75
3.2.3. Нержавеющая сталь .....	76
3.2.4. Кобальтохромовые сплавы .....	78
3.2.5. Никельхромовые сплавы .....	81
3.2.6. Сплавы титана .....	82

<b>Глава 4. Керамика (стоматологический фарфор, ситаллы)</b> .....	85
--	----

4.1. Характеристика компонентов фарфоровых масс .....	86
4.2. Основные свойства стоматологического фарфора .....	87
4.3. Стандартные искусственные фарфоровые зубы .....	94



4.4. Стандартные фарфоровые коронки . . . . .	96
4.5. Индивидуальные фарфоровые коронки . . . . .	97
4.6. Фарфоровые вкладки из стандартных заготовок (в соавт. с В. В. Трезубовым) . . . . .	98
4.7. Комбинация фарфора с металлами (металлокерамика) . . . . .	100
4.8. Ситаллы . . . . .	120

## **Глава 5. Полимеры . . . . . 123**

5.1. Общие сведения о полимерах, их свойствах и применении . . . . .	123
5.2. Жесткие базисные полимеры (в соавт. с А. П. Бобровым) . . . . .	127
5.2.1. Промышленное получение акриловых базисных полимеров . . . . .	130
5.2.2. Технология пластмассового базиса протеза . . . . .	132
5.2.3. Основные базисные пластмассы и их свойства . . . . .	144
5.3. Эластичные базисные полимеры . . . . .	146
5.3.1. Акриловые эластичные материалы . . . . .	148
5.3.2. Поливинилхлоридные материалы . . . . .	150
5.3.3. Силиконовые материалы . . . . .	151
5.3.4. Полифосфазеновые флюорэластомеры (фторкаучуки) . . . . .	155
5.4. Полимерные быстротвердеющие материалы для реставрации съемных протезов и создания индивидуальных оттисковых ложек . . . . .	158
5.4.1. Материалы для реставрации протезов . . . . .	158
5.4.2. Материалы для создания индивидуальных оттисковых ложек . . . . .	162
5.5. Пластмассовые искусственные зубы . . . . .	164
5.5.1. Производство пластмассовых зубов . . . . .	164
5.5.2. Требования, предъявляемые к искусственным пластмассовым зубам . . . . .	165
5.5.3. Подбор искусственных пластмассовых зубов . . . . .	167
5.6. Облицовочные полимеры для несъемных протезов . . . . .	169
5.7. Полимерные материалы для временных несъемных протезов . . . . .	173

## **Глава 6. Композиционные полимеры (компомеры) . . . . . 181**

6.1. Общие сведения о композиционных полимерах (компомерах) и их свойствах . . . . .	181
6.2. Пломбировочные композиционные полимеры . . . . .	184
6.3. Облицовочные композиционные материалы . . . . .	190
6.4. Полимерные материалы для шинирования зубов . . . . .	202

<b>Глава 7. Цементы</b> .....	208
7.1. Общие сведения о цементах и их свойствах .....	208
7.2. Цинк-фосфатные цементы .....	210
7.3. Цинк-силикатнофосфатные цементы .....	214
7.4. Цинк-поликарбоксилатные цементы .....	216
7.5. Цементы на основе полимеров .....	218
7.6. Стеклоиономерные цементы .....	222
7.7. Цинкоксидэвгеноловые цементы .....	227
7.8. Хелатные цементы .....	230
 <b>Глава 8. Моделировочные материалы</b> .....	232
8.1. Легкоплавкие сплавы .....	232
8.2. Восковые моделировочные стоматологические материалы ..	233
8.2.1. Воски базисные .....	237
8.2.2. Воски бюгельные .....	239
8.2.3. Воски моделировочные для несъемных протезов и вкладок .....	241
8.2.4. Воски профильные .....	248
8.2.5. Воски липкие .....	250
 <b>Глава 9. Формовочные материалы</b> .....	252
<b>Глава 10. Материалы для химической обработки сплавов металлов и соединения металлических деталей протезов</b> .....	264
<b>Глава 11. Материалы для отделки стоматологических изделий (абразивные материалы)</b> .....	271
11.1. Шлифовочные средства .....	272
11.2. Полировочные средства .....	278
 <b>Глава 12. Изоляционные и покрывные материалы</b> .....	282
<b>Глава 13. Расходные средства и материалы на клиническом приеме</b> .....	286
<b>Глава 14. Взаимодействие основных стоматологических материалов с организмом человека (клиническое материаловедение)</b> .....	302
 Справочные таблицы .....	311
Алфавитный указатель основных определений, понятий и терминов .....	378
Алфавитный указатель стоматологических материалов, инструментов и оборудования .....	380



*Посвящается 90-летию со дня рождения  
известного русского стоматолога —  
заслуженного деятеля науки России  
профессора Евгения Ивановича  
Гаврилова  
(1913–1992)*

**ГАВРИЛОВ**  
Евгений Иванович

## ПРЕДИСЛОВИЕ К ТРЕТЬЕМУ ИЗДАНИЮ

Прошло чуть более года с момента выхода в свет второго издания этой книги, но она уже исчезла с полок книжных магазинов. При этом спрос на нее достаточно велик. Помимо того, учебник среди немногих попал в список обязательной рассылки Министерства здравоохранения РФ.

Все это послужило поводом для подготовки нового, третьего издания учебника «Ортопедическая стоматология (прикладное материаловедение)». При этом были исправлены допущенные погрешности, недостатки, учтены замечания читателей, проведены дополнения, отражающие, насколько это возможно, изменения ассортимента материалов на внутреннем и внешнем рынках. Осуществлена также ревизия справочных таблиц. В написании раздела «Жесткие базисные полимеры» принял участие д. м. н. А. П. Бобров, а раздела «Фарфоровые вкладки из стандартных заготовок» — врач В. В. Трезубов, которым авторы выражают свою признательность. Структура учебника осталась без изменений.

Поскольку доброжелательная критика, выявление слабых мест и пожелания читателей рассматриваются авторами как поступательная мера к улучшению данной книги, они заранее благодарят специалистов за помощь и с вниманием отнесутся ко всем письмам и высказываниям.

## ПРЕДИСЛОВИЕ К ПЕРВОМУ ИЗДАНИЮ

Одним из важных разделов ортопедической стоматологии является материаловедение. Стоматология — самая материалоемкая медицинская специальность, а ее ортопедическая часть лидирует в этом плане среди других профилей и специализаций.

В то же время рассматриваемый раздел весьма сложен для изучения и усвоения. Во многом это объясняется отсутствием необходимой учебной литературы. Последнее фундаментальное пособие под редакцией академика А. И. Рыбакова увидело свет уже полтора десятка лет назад (1984). Это было детальное объемное руководство. Кроме него, в 80-е годы выпущены портативные пособия М. З. Штейнгарта, В. Н. Батовского, а также А. И. Дойникова и Р. Д. Синицына. Они фактически представляли собой методические разработки для студентов вузов и средних специальных учебных заведений и снискали уважение и любовь тех, кому предназначались.

Попытки создать подобные краткие, но обновленные руководства предпринимались уже в 90-е годы А. С. Щербаковым с соавт. и Е. Н. Жулевым. Однако оба пособия, будучи региональными, не удовлетворили потребность в них по всей стране.

Мы искренне полагаем, что пособие под ред. А. И. Рыбакова несколько перенасыщено и излишне детализировано для преподавания в медицинских учебных заведениях. Оно больше подходит для специалистов по материаловедению, а также преподавателей этого раздела.

Что касается остальной изложенной выше учебной литературы, то она отчетливо лаконична и не содержит на своих страницах ряда важных вопросов материаловедения. В силу этих причин данные руководства не могут быть отнесены к разряду основных.

Поэтому нами была предпринята попытка объединить достоинства тех и других пособий. Иными словами — создать руководство, которое могло бы при своей формальной краткости отвечать на все вопросы учебной программы.

Такая книга появилась в 1996 году (М. З. Штейнгарт, В. Н. Трезубов, К. А. Макаров). Управление учебных заведений Минздрава России сопроводило ее своим рекомендательным грифом. Книга быстро стала библиографической редкостью. Кроме того, следует откровенно признать, что вследствие определенного академизма, а также обновления рынка материалов данное учебное пособие заметно устарело. За время, прошедшее после его выхода, мы получили ряд пожеланий и предложений по улучшению и уточнению некоторых разделов и пунктов руководства. Особенно благодарны авторы за деловую критику и полезные пожелания профессорам

**В. Ю. Миликевичу** и Г. Л. Саввиди, доценту В. И. Буланову.

В связи с этим создана значительно обновленная и расширенная книга, представляющая собой по сути совершенно новое издание. Ее объем увеличен за счет введения ряда важных теоретических вопросов. Полностью обновлен частный раздел, содержащий характеристики современных отечественных и зарубежных материалов. Решено сопроводить руководство сводными справочными таблицами, которые дадут дополнительную информацию читателю.

Авторы с благодарностью и вниманием отнесутся к пожеланиям и замечаниям специалистов, направленным на улучшение данной книги.

### **Список условных сокращений**

- ГОИ — Государственный оптический институт
- КТР — коэффициент термического расширения
- КХС — кобальтохромовый сплав
- ММА — метиловый эфир метакриловой кислоты
- ОЭБ — ортоэтоксibenзойная кислота
- ПАК — полиакриловая кислота
- ПКЦ — цинк-поликарбоксилатный цемент
- ПММА — полиметилметакрилат
- СФЦ — цинк-силикатнофосфатный цемент
- ЭБС — Мульти — ЭСПЭ Бондинг Систем
- ЭМП — электромагнитное поле
- CEREC — Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics
- ILS — Internal Live Stein
- LFC — Low Fusing Ceramic
- OPC — Optimal Pressable Ceramic
- pH — водородный показатель
- ProCAD — Professional Computer Assisted Design

# КЛАССИФИКАЦИЯ МАТЕРИАЛОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

Стоматологическое материаловедение является прикладным разделом науки, направленной на создание новых и совершенствование многочисленных известных материалов, изучение их технологических и клинических свойств, имеющих отношение к стоматологической практике.

♦ *Материаловедение* — наука о строении и свойствах материалов.

Стоматологические материалы условно подразделяют на основные, вспомогательные и клинические.



**Основные материалы** — это те, из которых изготавливают зубные протезы, аппараты, пломбы. В литературе можно встретить термин «конструкционные» материалы, являющийся синонимом определения «основные». Мы отдаем предпочтение последнему как более понятному и простому.

К основным материалам следует отнести:

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

**Вспомогательными** называют материалы, используемые на различных стадиях технологии протезов:

- оттисковые;
- моделировочные;

- формовочные;
- абразивные;
- полировочные;
- изоляционные;
- легкоплавкие сплавы;
- припой;
- флюсы;
- отбелы.

**Клиническими** именуются материалы, используемые врачами на клиническом стоматологическом приеме. Ими являются:

- оттисковые материалы;
- пломбировочные материалы;
- воски и восковые композиции.

Такая классификация условна хотя бы потому, что группа клинических материалов создана искусственно. В ее состав входят и вспомогательные (оттисковые массы), и основные (пломбировочные) материалы. Кроме того, такие материалы, как полимеры, моделировочные воски, металлы, керамика, по сути дела, являются клиническими, так как с ними работает ортопед-стоматолог в клинике и они предназначены для долгосрочного пребывания в полости рта. Однако рождена эта группа ввиду чрезвычайной важности и распространенности указанных веществ в стоматологической клинической практике.

Фактически же в ортопедической стоматологии следует говорить об основных, вспомогательных и оттисковых материалах.

К стоматологическим материалам предъявляются высокие требования.

Они весьма разнообразны:

— *токсикологические* — отсутствие раздражающего, бластомогенного (т. е. способствующего образованию опухоли), токсико-аллергического действий;

— *гигиенические* — отсутствие условий, ухудшающих гигиену полости рта, в частности — ретенционных пунктов для пищи и образования налета;

— *физико-механические* — высокие прочностные качества, износоустойчивость, линейно-объемное постоянство;

— *химические* — постоянство химического состава, антикоррозийные свойства;

— *эстетические* — возможность полной имитации тканей полости рта и лица, эффект естественности;

— *технологические* — простота и легкость обработки, приготовления, придания нужной формы и объема.

В связи с этим у материалов выделяют физико-механические, химические и технологические свойства.

Наиболее распространенными понятиями и определениями свойств материалов являются следующие:

- ◆ *Прочность* — это способность материала без разрушения сопротивляться действию внешних сил, вызывающих деформацию.
- ◆ *Упругость*, или *эластичность*, — это способность материала восстанавливать свою форму после прекращения действия внешних сил, вызвавших изменение его формы (деформацию).
- ◆ *Пластичность* — это свойство материала деформироваться без разрушения под действием внешних сил и сохранять новую форму после прекращения их действия (т. е. пластичность — свойство, обратное упругости).
- ◆ *Деформация* — это изменение размеров и формы тела под действием приложенных к нему сил.

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.

- ◆ *Твердость* характеризует свойства тела противостоять пластической деформации при проникновении в него другого твердого тела.
- ◆ *Вязкость* (внутреннее трение) — это способность газов и жидкостей оказывать сопротивление действию внешних сил, вызывающих их течение. Ударная вязкость — это работа, израсходованная на ударный излом образца (в справочной литературе обозначается КС).
- ◆ *Текучесть* — это способность материала заполнять форму.



# ОТТИСКНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

### 2.1. ОТТИСК. МОДЕЛЬ. ЛОЖКИ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ ОТТИСКОВ. МЕТОДИКА ПОЛУЧЕНИЯ ОТТИСКА

- ♦ *Оттиском* называется обратное (негативное) отображение поверхности твердых и мягких тканей, расположенных на протезном ложе и его границах.
- ♦ Термином *протезное ложе* объединяются органы и ткани, находящиеся в непосредственном контакте с протезом (Е. И. Гаврилов).

Синонимом термина «оттиск» является определение «слепок», имевший «права гражданства», когда почти единственным материалом для его получения был гипс. Слово «слепок» и сейчас встречается в лексиконе стоматологов и зубных техников, но уже постепенно переходит в разряд анахронизмов. В «Словаре русского языка» С. И. Ожегова (М., «Русский язык», 1984, с. 44) говорится: «Оттиск — то же самое, что отпечаток (изображение, оставшееся на чем-нибудь при надавливании, например — отпечаток ноги на песке)». Там же, на с. 633 читаем: «Слепок — копия, слепленная с чего-нибудь». Таким образом, лексически для стоматологии правильнее использовать термин «оттиск».

Оттиски снимают для получения рабочих (основных), вспомогательных (ориентировочных), диагностических, контрольных моделей челюстей.

- ♦ *Модель* — это образец для изготовления какого-либо изделия, точно воспроизводящий форму последнего.
- ♦ *Модель челюсти* — это точная репродукция поверхности твердых и мягких тканей, расположенных на протезном ложе и его границах.

На рабочих моделях челюстей (*рис. 1*) создают зубные протезы, аппараты. Модель зубного ряда челюсти, противоположной протезируемой, называется *вспомогательной*, если замещается дефект зубного ряда на одной из челюстей.

Диагностическими являются модели, которые подлежат изучению для уточнения диагноза, планирования конструкции будущего протеза.

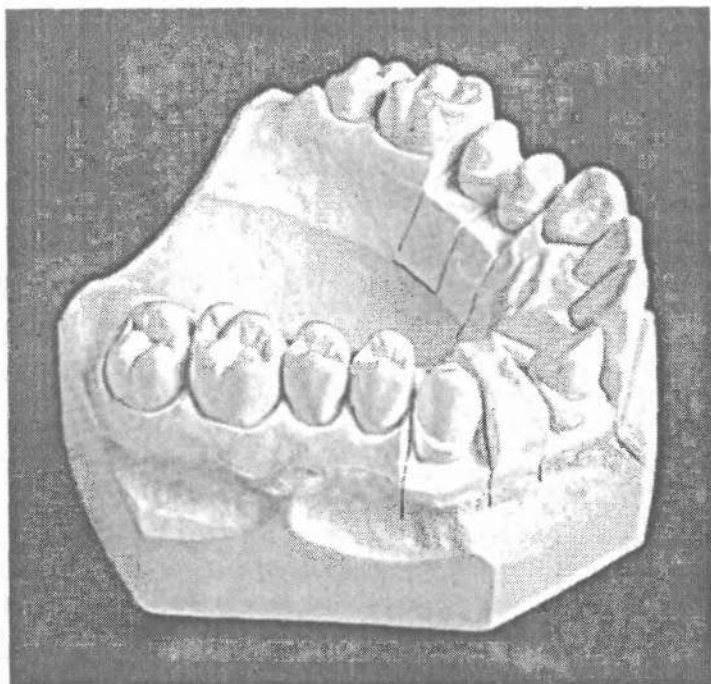
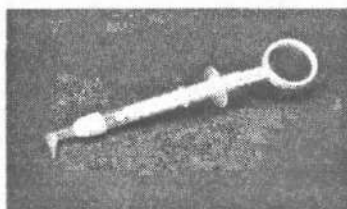
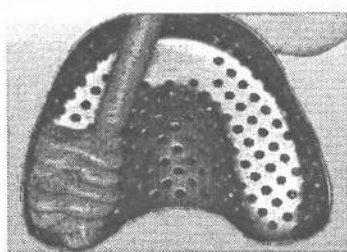
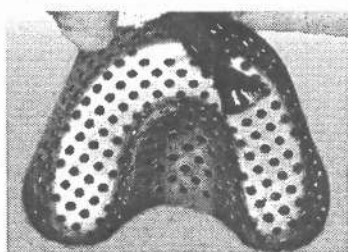
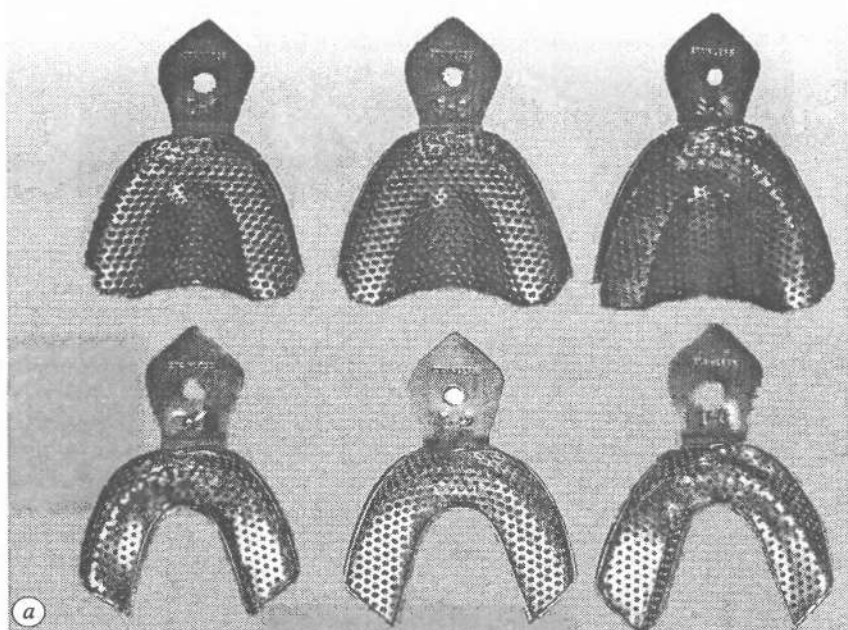


Рис. 1. Гипсовая модель верхней челюсти

Контрольными именуются те диагностические модели, которые регистрируют исходное состояние полости рта до протезирования, ортодонтического лечения, в процессе лечения, после него. Их также называют серийными моделями.

**Оттисковые ложки.** Оттиски снимаются специальными оттискными ложками, которые бывают стандартными и индивидуальными. Стандартные ложки изготавливаются фабричным путем из нержавеющей стали, дюралюминия или пластмассы для верхней и нижней челюстей. Металлические ложки после проведения соответствующей обработки (стерилизации) можно использовать повторно. Пластмассовые ложки предназначены для разового использования и поставляются в герметичной (вакуумной) упаковке. Они имеют различную величину и форму.

Металлические ложки могут быть цельнолитыми без перфораций и с перфорациями для механической фиксации оттискового материала в ложке (рис. 2). Пластмассовые ложки выпускаются, как правило, с перфорациями. Импортные аналоги пластмассовых ло-



**Рис. 2. Вспомогательные приспособления и манипуляции при получении оттисков:**

***а* — оттисковые ложки; *б* — нанесение адгезива на оттисковую ложку; *в* — нанесение оттисковой массы; *г* — шприц с канюлей для введения оттисковой массы**



Рис. 3. Полимерные оттисковые ложки разных размеров и форм

жек отличаются от отечественных углом схождения бортика ложки с основанием (у отечественных ложек угол схождения составляет примерно  $120^\circ$ , у импортных — приближается к  $90^\circ$ ), количеством перфораций, их диаметром, направлением и расположением.

Форма и размер оттисковой ложки определяются формой челюсти, шириной и протяженностью зубного ряда, топографией дефекта, высотой коронок оставшихся зубов, выраженностью беззубой альвеолярной части и другими условиями (рис. 3). Чем разнообразнее выбор ложек, тем большими возможностями располагает врач для получения оттиска (см. табл. 1, «Справочные таблицы». С. 311–377).

Однако стандартные ложки не всегда пригодны для получения оттисков. В ряде случаев (при концевых дефектах зубного ряда, полной потере зубов) необходимо сделать индивидуальную ложку (см. раздел 5.4.2.).

В клинике применяется перфорированная металлическая оттисковая ложка для участка челюсти, она сконструирована специально для получения оттисков с премоляров и моляров при непосредственном изготовлении вкладок, накладок и облицовок.

Наличие пересекающихся ребер жесткости на внутренней поверхности прозрачных полимерных одноразовых оттисковых ложек обеспечивает надежное удержание любого оттискового материала. Ряд стандартных ложек, входящих в этот набор, при нагреве над пламенем спиртовки и последующей коррекции фрезой могут быть индивидуализированы для получения оттисков как с зубного ряда верхней или нижней челюсти, так и с группы зубов.

Существуют двойные пластмассовые ложки, используемые при полных зубных рядах, частичной и полной потере зубов. Эти ложки позволяют получать оттиск одновременно с верхнего и нижнего зубных рядов при закрытом рте с регистрацией центрального соотношения челюстей.

Различают анатомические и функциональные оттиски. Первые получают стандартной или индивидуальной ложкой без применения функциональных проб, а следовательно, без учета функционального состояния тканей, расположенных на границах протезного ложа. Функциональный оттиск снимается ложкой с использованием специальных функциональных проб, позволяющих отразить подвижность переходной и других складок слизистой оболочки, расположенных на границе протезного ложа. Функциональный оттиск, как правило, снимается с беззубых челюстей, а по показаниям — и с челюстей, частично утративших зубы.

Оттиски могут получаться под дозированным, произвольным или жевательным давлением. В этих случаях, особенно когда используются вязкие, плотные оттисковые материалы, оттиск называется *компрессионным*. В тех случаях, когда требуется минимальное давление на подвижные ткани протезного ложа, снимают *разгружающие* оттиски с помощью текучего материала и перфорированной ложки.

Кроме того, оттиски бывают двойными, или двухслойными, когда для основы оттиска используется плотный вязкий материал. Первый слой превращает стандартную ложку в индивидуальную (подробнее см. в описании силиконовых оттисковых материалов).

Полученный отпечаток корригируется вторым слоем текучей массы, давая высокую четкость оттиску (рис. 4).

До получения оттиска проводится *подбор оттисковой ложки*. Существующие типы стандартных ложек далеко не всегда отвечают необходимым требованиям. Поэтому часто приходится моделировать края ложки, видоизменяя их.

Для отдельных больных стандартные ложки удается приспособить путем их укорочения или удлинения бортов

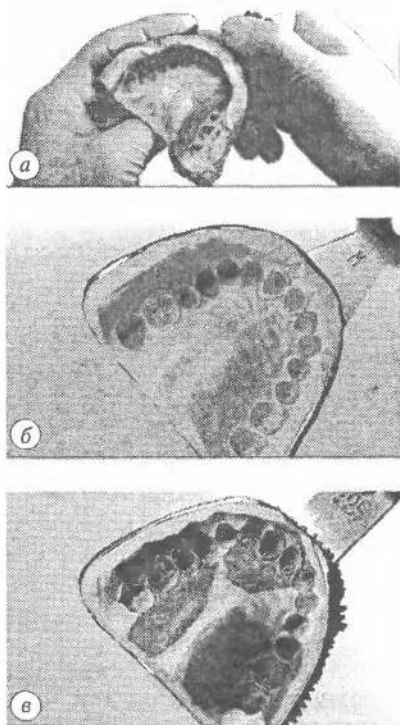


Рис. 4. Двойной оттиск:  
а—в — общий вид

воском, выпиливания отверстий для сохранившихся зубов. Это позволяет избежать трудностей при получении оттиска.

Хорошо подобранная ложка облегчает получение оттиска, и чем сложнее условия его получения, тем тщательнее нужно подбирать ложку. При выборе ее необходимо иметь в виду следующее: борта ложки должны отстоять от зубов не менее чем на 3–5 мм. Такое же расстояние должно быть между твердым небом и небной выпуклостью ложки.

Не следует выбирать ложки с короткими или длинными, упирающимися в переходную складку бортами. Лучшей будет та из них, края которой при наложении на зубные ряды во время проверки доходят до переходной складки. При снятии оттиска между дном ложки и зубами ляжет прослойка оттискного материала толщиной 2–3 мм, борт ложки не дойдет до переходной складки, а образовавшийся просвет заполнится оттискной массой. Это позволит формировать край оттиска как пассивными, так и активными движениями мягких тканей. Когда врач формирует края оттиска, перемещая губы и щеки пациента своими пальцами, движения мягких тканей при этом называются пассивными. Если мягкие ткани перемещаются за счет напряжения мимической или жевательной мускулатуры, мышц дна полости рта, языка, то эти движения именуются активными. При выставлении края ложки такая возможность исключается, так как ее край будет мешать движению языка, щек и губ.

При выборе ложки нужно учитывать и некоторые анатомические особенности полости рта. Так, на нижней челюсти нужно обратить особое внимание на язычный борт ложки, который следует делать длиннее наружного, чтобы иметь возможность оттеснить вглубь мягкие ткани дна полости рта. Перед процедурой рот ополаскивается слабым раствором антисептика (марганцово-кислого калия, хлоргексидина, препаратов *Дуплексол* или *ПреДмн*).

**Методика получения оттиска.** Края подобранной ложки окантовывают лейкопластырем, а внутреннюю поверхность смазывают специальным клеем-адгезивом (см. рис. 2, б). Все это способствует прилипанию оттискного материала к поверхности ложки.

♦ Под *адгезией*, или прилипанием материалов, обычно понимают сцепление между двумя приведенными в контакт поверхностями.

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.

Замешивание материала проводится с помощью металлического или пластмассового шпателя в резиновой чашке (рис. 5), на стекле, вошаной или мелованной бумаге либо в механических смесителях. Кроме того, для этой цели существуют специальные пистолеты-смесители, которыми снабжаются материалы, расфасованные в специальные картриджи и заряжаемые в пистолеты (рис. 6).

Приготовленная в соответствии с инструкцией оттискная масса укладывается в ложку вровень с бортами (см. рис. 2, в; 4, а; 5, б). Излишками массы (материала) промазывают свод нёба и преддверие полости рта в области альвеолярных бугров на верхней челюсти или боковые отделы подъязычного пространства на нижней челюсти. Это самые труднодоступные для оттискного материала участки. Здесь могут образовываться воздушные пузыри, приводящие к грубым дефектам оттиска.

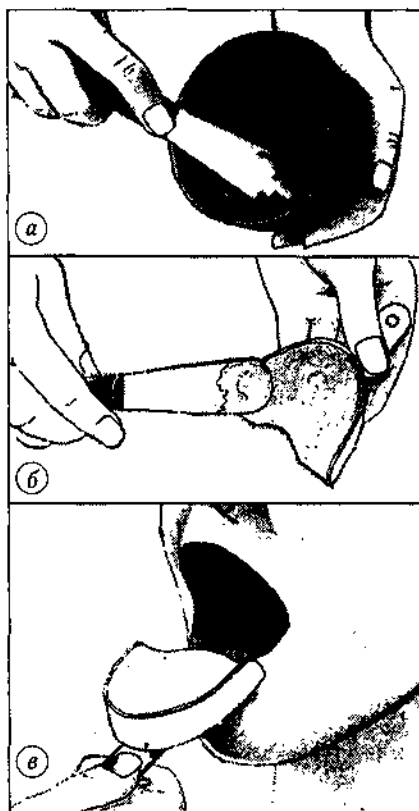


Рис. 5. Замешивание оттискной массы:  
а-в — изменение цветовой окраски альгинатной массы в зависимости от ее состояния

Углы рта пациента смазываются вазелином или специальным антисептическим кремом. Ложка вводится в полость рта левой своей стороной, которая отодвигает левый угол рта. Затем стоматологическим зеркалом или язычным шпателем, удерживаемым левой рукой врача, оттягивается правый угол рта, и ложка оказывается в полости рта. Ее располагают в проекции зубного ряда, при этом ручка устанавливается по средней линии лица. Затем ложка прижимается к зубному ряду так, чтобы зубы и альвеолярная часть погрузились в оттискную массу. При этом сначала давление оказывается в задних отделах, затем в переднем участке челюсти. Это исключает затекание массы в глотку. Излишки оттискного материала перемещаются вперед. При выдавливании массы в области мягкого нёба ее осторожно удаляют стоматологическим зеркалом.



Рис. 6. Типичный набор силиконовых масс различного назначения  
(внизу — пистолет-смеситель с картриджем и наконечником)

При получении оттиска (особенно верхней челюсти) голова больного должна располагаться отвесно или быть наклонена вперед. Все это предупреждает провоцирование рвотного рефлекса и аспирацию массы или слюны в гортань и трахею. Удерживая ложку пальцами правой руки, левой рукой врач формирует вестибулярный край оттиска. При этом на верхней челюсти он захватывает верхнюю губу и щеку пальцами, оттягивает их вниз и в стороны, а затем слегка прижимает их к борту ложки. На нижней челюсти оттягивается вверх нижняя губа, после чего также слегка прижимается к борту ложки. Язычный край нижнего оттиска формируется поднятием и высовыванием языка.

Через несколько минут после затвердевания оттискового материала оттиск стягивается с зубного ряда рычагообразным движе-



нием указательных пальцев, введенных в боковые отделы преддверия полости рта. Одновременно большие пальцы оказывают сбрасывающее давление на ручку оттискной ложки.

Оттиск считается пригодным, если точно отпечатались рельеф протезного ложа (в том числе переходная складка, контуры десневого края, межзубные промежутки, зубной ряд) и на его поверхности нет пор и смазанностей рельефа слезью.

Основанием для повторного получения оттиска являются следующие его дефекты:

- смазанность рельефа, обусловленная качеством материала (оттяжки) или попаданием слюны, слези;

- несоответствие оттиска будущим размерам протезного ложа;

- отсутствие четкого оформления краев оттиска, наличие пор.

Получение оттиска может осложниться рвотным рефлексом. Для его предупреждения нужно точно подбирать оттискную ложку. Длинная ложка раздражает мягкое нёбо и крылочелюстные складки. В случае возникновения рвотного рефлекса следует применять эластические массы, причем в минимальном количестве. Перед получением оттиска полезно несколько раз примерить ложку, приучая к ней пациента.

Во время получения оттиска пациенту придают правильное положение (небольшой наклон головы вперед) и просят его не двигать языком и глубоко дышать носом. Эти простейшие приемы, а также соответствующая психологическая подготовка позволяют в ряде случаев ликвидировать позывы к рвоте.

Если при повышенном рвотном рефлексе эти мероприятия не дают результата, приходится проводить специальную медикаментозную подготовку. Для этого слизистую оболочку корня языка, крылочелюстные складки, передний отдел мягкого нёба и заднюю треть твердого нёба опрыскивают 10% раствором лидокаина (Венгрия), легакаином (Германия) или *Перил-спреем* (Франция), содержащим 3,5% раствор тетракаина хлоргидрата. Однако это может полностью снять защитный рвотный рефлекс и привести к затеканию слюны или аспирации оттискного материала в гортань. Хорошим противорвотным эффектом обладают небольшие дозы (0,0015–0,002 г) нейролептика галоперидола, назначаемого за 45–60 мин до процедуры получения оттиска (В. Н. Трезубов).

Как указывалось выше, получение оттиска проводится последовательно: сначала с одной челюсти, а затем с другой. Существует другая методика получения оттисков. При нефиксированной межальвеолярной высоте рекомендуют одновременно получать оттиск с верхней и нижней челюстей при закрытом рте и центральном соотношении челюстей.

Методику одновременного обоюдного оттиска можно применять фактически у любого пациента, не имеющего нарушений носового дыхания, поскольку в течение 1,5 мин пациент должен дышать носом. Для получения таких оттисков пользуются оттискными ложками типа *SR-Ивотрей*. В комплект *SR-Ивотрей* входят универсальные (взаимозаменяемые) ложки разных размеров (две для верхней, три для нижней челюсти), с помощью которых получают анатомические оттиски, и специальные ложки для получения функционального оттиска с беззубых челюстей.

Посредством специальных направляющих верхняя и нижняя оттискные ложки соединены между собой в единый блок, что обеспечивает перемещение ложек в сагитальной плоскости. Универсальная ложка для верхней и нижней челюстей известным способом проверяется в полости рта пациента и при необходимости индивидуализируется.

Перед получением оттиска пациенту необходимо дать следующие наставления:

- язык укладывается в пространство между ложками, а не под ложку;
- во время снятия оттиска производятся глотательные движения;
- дыхание осуществляется через нос;
- ложки следует прижимать губами, а не челюстью.

Соединенные между собой ложки верхней и нижней челюстей вводятся боковым вращающим движением в полость рта и накладываются на нижнюю челюсть, после чего пациент медленно закрывает рот. Для сохранения межальвеолярной высоты до получения оттиска отмечают точки на носу и на подбородке. Расстояние между ними измеряется циркулем или специальной измерительной линейкой. Во время получения оттиска у пациента достигают этого расстояния.

Для получения оттисков используются альгинатные материалы густой консистенции, такие, как *SR-Альгикап* или *SR-Дуральгин*, *SR-Дупальфлекс*, поставляемые в капсулах. Сначала капсула раздавливается с помощью сжимателя, затем укрепляется в специальном вибраторе и в течение 30 с встряхивается, после чего капсулу помещают в специальный шприц. Весь материал выдавливается сначала на нижнюю, затем на верхнюю ложку.

После наложения альгинатного оттискного материала (отдельно в нижнюю и верхнюю ложки) обе ложки последовательно вводятся в полость рта и накладываются на нижнюю челюсть. При этом альгинатная масса верхней и нижней оттискных ложек смыкается (соединяется). Свободной рукой врач поднимает верхнюю губу, и пациент медленно закрывает рот. Ложки передвигаются (перемещаются) при замыкающих движениях по направлению

наименьшего сопротивления и фиксируются в таком положении альгинатным конгломератом.

Когда альгинатная масса выходит за пределы переходной складки, верхняя губа отпускается. Губы пациента должны соприкасаться, при этом он дышит носом и производит глотательные движения. Во время получения оттиска по отмеченным точкам проверяется межальвеолярная высота, которую можно корректировать только в том случае, когда она превышает заранее измеренное расстояние. Образующийся единый комплекс верхней и нижней оттисковых ложек с оттисками выводится из полости рта единым блоком.

Перед получением гипсовых моделей область отпечатка языка заполняется силиконовой массой (без катализатора). При этом способе получения оттисков одним замешиванием гипса выполняется как отливка гипсовых моделей, так и их гипсовка в окклюдатор (артикулятор).

Другими словами, часть приготовленного гипса расходуется на получение известным способом гипсовой модели нижней челюсти с одновременной ориентацией ее на нижней раме окклюдатора (артикулятора), а после установки опорного штифта между верхней и нижней рамой окклюдатора проводится получение гипсовой модели верхней челюсти. Полученные таким образом гипсовые модели челюстей фиксируются в артикуляторе в центральном соотношении. Кроме того, следует отметить, что использование ложек *Экью-Трэй* для получения гипсовых и огнеупорных моделей челюстей позволяет существенно сократить время на их получение и уменьшить расход материала, а магнит в ложке обеспечивает точную установку модели в артикулятор.

## **2.2. ТРЕБОВАНИЯ, ПРЕДЪЯВЛЯЕМЫЕ К ОТТИСКНЫМ МАТЕРИАЛАМ**

В главе 1 излагаются требования, предъявляемые к стоматологическим материалам. Они в равной степени относятся и к оттискным массам. Следует подчеркнуть необходимость точного воспроизведения рельефа протезного ложа, легкость введения и выведения оттиска из полости рта. Кроме того, оттисковые материалы не должны разрушаться или менять свой объем и поверхность под влиянием ротовой жидкости или дезинфицирующих средств. Ниже подробно рассматриваются эти вопросы.

Без точного оттиска даже опытным зубным техникам не удается создать высококачественный зубной протез. Качество оттиска

в решающей степени зависит от вида и режима применения современных оттисковых материалов.

Гидроколлоиды и прежде всего альгинатные материалы после кратковременной деформации способствуют только ограниченному эластическому восстановлению. Большое влияние на это оказывает среда хранения оттисков.

Для получения точной модели челюсти оттиски из обратимых и необратимых гидроколлоидов следует обрабатывать непосредственно после их затвердевания, так как задержка в изготовлении модели может приводить к грубым объемным нарушениям. Это объясняется быстрым набуханием оттиска в жидкостях или уменьшением его объема на воздухе.

При необходимости изготавливать модели в более позднее время рекомендуется пользоваться оттисковыми материалами на полиэфирной или винилсилоксановой основе.

Дезинфицирующее средство не должно оказывать негативного воздействия на оттиски [Щербаков А. С., Юшманова Т. А., 1994]. Основным критерием для его использования является стабильность размеров оттисков в процессе обеззараживания и по его окончании. Измерение твердости гипсовых моделей по Бринеллю, полученных после дезинфекции оттисков 2,5% раствором глутаральдегида не выявило его негативного воздействия на прочность гипса.

Дезинфекция оттисков из альгинатных материалов представляет собой более сложную проблему, чем обеззараживание силиконовых материалов (каучуков). Было отмечено [Никоноров В. И., 1998] негативное воздействие 2,5% раствора глутаральдегида на некоторые (например, *Оралгин*) альгинатные материалы.

Оттисковая масса, как и всякий другой стоматологический материал, кроме пластичности и эластичности, должна иметь дополнительные свойства, которые делают ее пригодной для снятия оттисков. В частности, это отсутствие токсического или раздражающего воздействия на ткани, неприятного вкуса и запаха, а также гигиеничность.

Проведенные испытания [Komrska I. et al., 1989] цитотолерантности нескольких композиций силоксановых оттисковых материалов *Дентафлекс солид*, а также экспериментальной массы поликонденсационного типа и композиции винилсилоксана (твердеющей по реакции полиприсоединения) показали следующее.

Материалы *Дентафлекс солид* не отличаются по цитотоксичности от поликонденсационной массы, тогда как винилсилоксан в отвержденном и даже исходном состоянии проявил себя полностью цитотолерантным.

Обладая в присутствии гипса размерной и химической стабильностью, оттисковые материалы должны иметь такие свойства по-

верхности, которые обеспечивали бы легкость смачивания стандартными смесями гипса. Недостаточное увлажнение поверхности оттисков приводит к возникновению пузырьков воздуха и пустот в гипсовых отливках. Долгое время исследователи отмечали плохую смачиваемость оттисковых материалов на основе силикона. Контактный угол с водой составлял более 90°. Сейчас этот недостаток устранен.

Изготовители рекомендуют использовать для получения хорошей смачиваемости поверхности альгинатных, гидроколлоидных и силиконовых оттисков специальные жидкости — *Хера-СВЕ* или *Фиксакрил*, которые представляет собой силиконовый препарат для нейтрализации поверхностей и снятия внутренних напряжений.

Обработка оттисков из силиконовых, тиоколовых и полиэфирных масс проводится погружением в этот раствор или путем нанесения раствора кисточкой или аэрозолем.

Основные физические свойства оттисковых материалов и их рабочие характеристики представлены в *табл. 2*.

Большое значение для получения точного оттиска имеют пластичность, т. е. применительно к оттисковым массам — способность заполнить все элементы рельефа поверхности прикосновения, и эластичность, т. е. способность сохранить приданную форму при выведении оттиска из полости рта без остаточной деформации (*см. гл. 1*).

Все стоматологические оттисковые материалы можно условно разделить на:

- твердые;
- эластические;
- термопластические.

### 2.3. ТВЕРДЫЕ ОТТИСКНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

К этой группе отнесены гипс и цинкооксидэвгеноловые пасты.

*Гипс* занимает ведущее место в группе вспомогательных материалов, применяемых в ортопедической стоматологии. Им пользуются почти на всех этапах протезирования. Его применяют для получения:

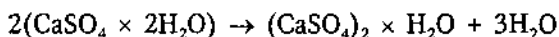
- оттиска;
- модели челюсти;
- маски лица;
- в качестве формовочного материала;
- при паянии;

— для фиксации моделей в окклюдаторе (артикуляторе) (рис. 7) и кювете.

Природный гипс представляет собой широко распространенный минерал белого, серого или желтоватого цвета. Залежи его встречаются вместе с глинами, известняками, каменной солью. Химический состав природного гипса определяется формулой  $\text{CaSO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$  — двуводный сульфат кальция. Образование гипса происходит в результате выпадения его в осадок в озерах и лагунах из водных растворов, богатых сульфатными солями. Залежи гипса обычно содержат примеси кварца, пирита, карбонатов, глинистых и битумных веществ.

Плотность гипса равна 2,2–2,4 г/см<sup>3</sup>. Растворимость его в воде составляет 2,05 г/л при 20° С.

Гипс для стоматологической практики получают в результате обжига природного гипса. При этом двуводный сульфат кальция теряет часть кристаллизационной воды и переходит в полуводный (полу-гидрат) сульфат кальция. Процесс обезвоживания наиболее интенсивно протекает в температурном интервале от 120° С до 190° С.



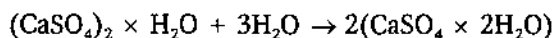
В зависимости от условий термической обработки полуводный гипс может иметь две модификации —  $\alpha$ - и  $\beta$ -полугидраты, которые отличаются физико-химическими свойствами (см. табл. 3):

—  $\alpha$ -гипс получают при нагревании двуводного гипса под давлением 1,3 атм., что заметно повышает его прочность. Этот гипс называют супергипсом, автоклавированным, каменным гипсом;

—  $\beta$ -гипс получается нагреванием двуводного гипса при атмосферном давлении.

Гипс после обжига размалывают, просеивают через особые сита и фасуют в мешки из специальной бумаги или в бочки.

При замешивании полугидрата гипса с водой происходит образование двугидрата, причем вся смесь затвердевает.



Эта реакция экзотермическая, т. е. сопровождается выделением тепла.

Схватывание гипса протекает очень быстро (см. табл. 4). Сразу же после смешивания с водой становится заметным загустение мас-

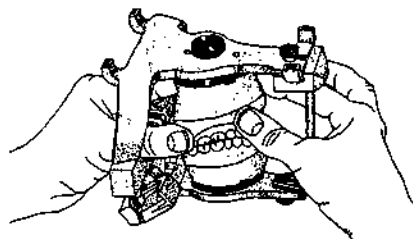


Рис. 7. Фиксация моделей челюстей в артикуляторе

сы, но в этот период гипс еще легко формируется. Дальнейшее уплотнение уже не позволяет проводить формовку. Процессу схватывания предшествует кратковременный период пластичности гипсовой смеси. Замешанный до консистенции сметаны, гипс хорошо заполняет формы и дает четкие ее отпечатки. Пластичность гипса и последующее быстрое затвердевание делают возможным его применение для получения оттисков с челюстей и зубов. Однако процесс нарастания прочности гипса еще продолжается некоторое время, и максимальная прочность гипсового оттиска и гипсовой модели (см. табл. 4) достигается при высушивании его до постоянной массы в окружающей среде.

На скорость схватывания гипса влияет ряд факторов: температура, степень измельчения (дисперсность), способ замешивания, качество гипса и присутствие в гипсе примесей. Повышение температуры смеси до  $+30^{\circ}$ — $+37^{\circ}$  С приводит к сокращению времени схватывания гипса. При увеличении температуры от  $+37^{\circ}$  до  $+50^{\circ}$  С скорость схватывания начинает заметно падать, а при температуре свыше  $100^{\circ}$  С схватывания не происходит. Степень измельчения (тонкость помола) также оказывает влияние на скорость затвердевания: чем выше дисперсность гипса, тем больше его поверхность, а увеличение поверхности двух химически реагирующих веществ приводит к ускорению процесса.

На скорость схватывания полугидрата влияет также способ его перемешивания. Чем энергичнее будет замешиваться смесь, тем полнее станет контакт между гипсом и водой и, следовательно, тем быстрее схватывание. Отсыревший гипс затвердевает значительно медленнее, чем сухой. Такой гипс лучше всего просушить при температуре  $+150^{\circ}$ — $+170^{\circ}$  С. Во время просушивания необходимо постоянно помешивать гипс, так как вследствие его плохой теплопроводности возможно неравномерное нагревание, что приводит к частичному образованию таких продуктов, как нерастворимый ангидрид и т. п.

Особое значение при работе со стоматологическим гипсом имеют соли-катализаторы. Они обычно ускоряют процесс схватывания гипса. Наиболее эффективными являются 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 применяют в качестве ускорителя 2–3% раствор поваренной соли. Ингибиторами затвердевания гипса являются сахар, крахмал, глицерин.

- ♦ Катализаторы — вещества, ускоряющие химические реакции.
- ♦ Ингибиторы — вещества, замедляющие протекание химических реакций или прекращающие их.

При получении моделей челюстей ускорители применять не следует, во-первых, для замедления затвердевания, во-вторых, для упрочнения гипса.

Между скоростью твердения гипса и его прочностью имеется, как правило, обратная зависимость: чем быстрее протекает схватывание, тем меньше прочность полученного изделия, и наоборот, чем медленнее смесь твердеет, тем она прочнее (см. табл. 5). Например, замешивание гипса на растворе буры дает ошутимое замедление твердения, в результате чего образуется очень прочный продукт.

Упрочнение гипсовых моделей осуществляют различными приемами. После тщательного высушивания гипса (для удаления оставшейся в порах влаги) модель погружают в расплавленный стеарин или парафин. Поверхность изделия приобретает блеск и вид слоновой кости. Подобную обработку применяют для приготовления учебных экспонатов (муляжей) с целью придания гипсовым моделям красивого внешнего вида и повышения прочности.

Свежеприготовленный гипс и ранее затвердевшее изделие из гипса прочно соединяются между собой. Этим свойством пользуются в зубопротезной технике, например при гипсовке моделей в артикуляторе или кювете. В тех случаях, когда гипсовая модель получается по гипсовому оттиску, это свойство служит препятствием для последующего их разъединения. Для того чтобы избежать этого явления, иногда накладывают на поверхность формы жировую прослойку. Однако применение жира или вазелина может привести к искажению модели, поэтому более подходящим материалом для разделения поверхностей оттиска и модели может служить мыльный раствор или раствор жидкого стекла, в который погружают оттиск на 5–10 мин. Указанные растворы образуют тонкую пленку и меньше искажают рельеф модели.

Практика показывает, что разделение двух гипсовых изделий, например оттиска и модели, можно осуществить без применения изолирующих веществ. Чтобы ослабить связь между ними, оттиск предварительно погружают в воду до полного насыщения, т. е. до вытеснения всего воздуха из его пор. Насыщенный водой оттиск не может больше поглощать влагу из нанесенной на его поверхность свежеприготовленной гипсовой массы. Таким образом, поверхность модели будет плотно прилегать к поверхности оттиска без проникновения частиц одного в толщу другого, и их можно будет легко разъединить путем откалывания.

В работе стоматологических учреждений важно соблюдать правила хранения гипса. Полуводный стоматологический гипс обладает значительной гигроскопичностью; поглощая атмосферную влагу, он портится, и схватывание его становится хуже.



Поэтому рекомендуется хранить гипс в хорошей упаковке (металлических бочках, плотных бумажных мешках), желательно в сухом и теплом месте и не на полу. Это препятствует его отсыреванию.

Длительное хранение гипса даже в хорошо укупоренной таре и без доступа влаги делает его непригодным, так как гипс слеживается в комки, а иногда вовсе не схватывается. Объясняется это тем, что полугидрат является нестойким соединением и между его частицами происходит перераспределение воды, в результате чего образуется более устойчивое соединение — двугидрат и 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, не растворяется в слюне, не набухает при смачивании водой и легко отделяется от модели при употреблении простейших разделительных средств (вода, мыльный раствор и т. п.).

Однако 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 парадонта, когда внеальвеолярная часть зубов увеличивается.

Кроме того, гипсовый оттиск с трудом, путем раскалывания на фрагменты, выводится из полости рта, плохо отделяется от модели, не дезинфицируется. Поэтому гипс, особенно сверхтвердых сортов, гораздо чаще применяется как вспомогательный материал, в основном для получения моделей челюстей (см. табл. 5).

Известно множество разновидностей гипса, выпускаемого для нужд ортопедической стоматологии. В соответствии с требованиями международного стандарта (ISO) по степени твердости выделяют пять классов гипса (см. табл. 4):

I — мягкий, используется для получения оттисков (окклюзионных оттисков);

II — обычный, используется для наложения гипсовых повязок в общей хирургии (данный тип гипса в литературе иногда обозначается термином «медицинский гипс»), например *Галипластер*, в состав которого входит  $\alpha$ -полугидрат сульфата кальция;

III — твердый, используется для изготовления диагностических и рабочих моделей челюстей в технологии съемных зубных протезов, например *Пластон-L*, *Гипсогал*, в состав которого входит  $\alpha$ -полугидрат сульфата кальция;

IV — сверхтвердый, используется для получения разборных моделей челюстей, например *Фуджирок-EP*, *Галигранит*, в состав которого входит  $\alpha$ -полугидрат сульфата кальция;

V — особотвердый, с добавлением синтетических компонентов. Данный вид гипса обладает увеличенной поверхностной прочностью. Для замешивания требуется высокая точность соотношения порошка и воды. Так, например, *Дуралит-S* — материал на основе синтетического  $\alpha$ -полугидрата сульфата кальция — характеризуется очень низким расширением при затвердевании, что обеспечивает получение точных рабочих моделей.

Высокая текучесть обеспечивает хорошую способность заполнения формы, а также высокое сопротивление на сжатие и твердость. Соотношение порошка и воды при замешивании равно 100 : 19–21. Время схватывания составляет 7–10 мин; расширение после схватывания < 0,12%; прочность на сжатие > 50 Н/мм<sup>2</sup>; твердость по Бринеллю (см. с. 66) > 15 МПа.

Сверхтвердые гипсы ( $\alpha$ -полугидраты) — *Супергипс* (Россия), *Бегодур*, *Бегостоун*, *Херастоун-М*, *Вел-Микс Стоун* и *Супра Стоун* (Германия) — имеют время затвердевания 8–10 мин, при этом расширение во время затвердевания не превышает 0,07–0,09%, прочность при давлении через 1 ч после затвердевания составляет 30 Н/мм<sup>2</sup>, через 1 сутки — 35–60 Н/мм<sup>2</sup>. Прочность некоторых сортов гипса ряда фирм представлена для сравнения в таблицах 3, 4, 5, 8.

Указанные материалы применяются при изготовлении разборных, комбинированных с обычным гипсом моделей челюстей (рис. 8). Соотношение порошка и воды при замешивании составляет 100 г на 22–24 мл воды.

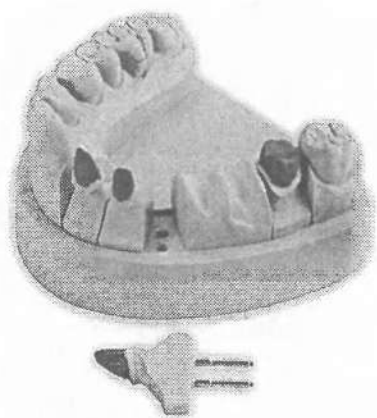


Рис. 8. Разборная гипсовая модель челюсти

**Получение гипсовых моделей челюстей.** Оттиск после промывки под струей воды комнатной температуры должен быть дезинфицирован одним из известных способов. Для снятия внутренних напряжений в оттискном материале и улучшения смачиваемости (текучести гипса), поверхность оттиска обрабатывают (путем погружения, нанесения кисточкой или в виде аэрозоля) специальной жидкостью для снятия поверхностного натяжения (например, Хера-СВЕ; Фиксакрил и др.).

Замешивание порошка гипса и воды (из расчета 100 г порошка на 22–24 мл воды) проводят одним из способов:

— *ручным.* Для этого в резиновую чашку к заранее налитому количеству воды небольшими порциями добавляют гипс I–III класса (по ISO) и с помощью шпателя его замешивают до однородной сметанообразной консистенции. При этом, чем энергичнее будет замешиваться смесь, тем полнее станет контакт между гипсом и водой и, следовательно, тем быстрее произойдет схватывание (среднее время схватывания составляет 7–10 мин);

— *с использованием вакуумных смесителей,* работающих, как правило, в автоматическом режиме в заданном врачом интервале времени (рис. 9). В качестве жидкости при замешивании особо твердых гипсов (IV–V класс по ISO) кроме воды может быть использована

специальная жидкость, применение которой обеспечивает равномерное распределение порошка и схватывание гипса. Склонность к образованию пор на поверхностях гипса при контакте с водой, в случаях применения этой жидкости, сведена до минимума. Получаемая гипсовая модель при этом отличается высокой однородной плотностью, прочностью и точностью воспроизведения оригинала.

Замешанный до консистенции сметаны, гипс хорошо заполняет формы и дает четкие ее отпечатки. Заполнение оттиска предполагает порционное внесение гипса с помощью шпателя (ручной вариант) или непосредственно в оттиск через выпускное сопло вакуумного смесителя (механизированный или аппа-

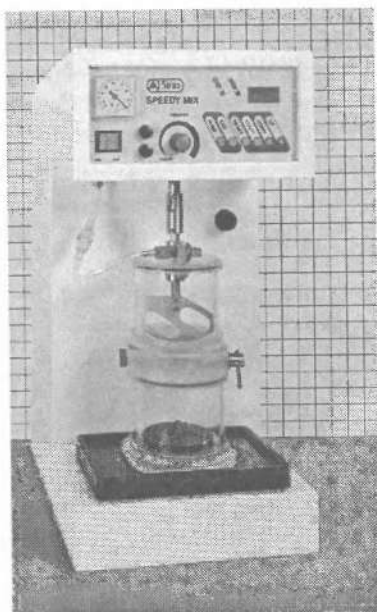


Рис. 9. Вакуумный смеситель

ратный вариант). Для исключения пористости и раковин в гипсовой модели заполнение оттиска гипсом сопровождается его потряхиванием и поколачиванием, но наиболее оправданным вариантом является использование специальных устройств — вибростолбов. После заполнения отпечатков зубов гипс с некоторым избытком размещают над поверхностью оттискного материала и приступают к формированию цоколя модели:

- *с помощью шпателя.* Для этого гипс холмиком накладывают на гладкую ровную поверхность стола и опрокидывают на него оттиск, заполненный гипсом таким образом, чтобы высота цоколя составляла 1,5–2,0 см, а дно оттискной ложки при этом было параллельно поверхности стола. Излишки гипса по периметру оттиска и оттискной ложки удаляют шпателем. При этом угол граней цоколя гипсовой модели челюсти с поверхностью стола составляет 90°;

- *с использованием стандартной резиновой пустотелой формы (колоты) для цоколя,* в которую, после ее заливки гипсом, помещают заполненный гипсом оттиск;

- *с использованием элементов артикуляционных цоколей,* входящих в комплект большинства современных артикуляторов.

После кристаллизации гипса проводят удаление оттискной ложки и оттискного материала с модели. При этом:

- в случае применения эластических оттискных материалов — последовательно, с использованием инструментов (шпателя, скальпеля, пинцета и др.), удаляют оттискную ложку, а в последующем и оттискный материал, разрезая его на фрагменты;

- в случае использования термопластических материалов — требуется предварительный нагрев оттискного материала теплой водой. При этом, как правило, ложка удаляется вместе с оттискным материалом.

*Механическую обработку цоколя гипсовой модели челюсти* проводят с помощью режущих инструментов (гипсовый нож) и специальных приборов (обрезной станок) до придания ему равномерной толщины и параллельности боковых граней за счет удаления излишков гипса.

Синтетические особо твердые гипсы, например *Херарок, Молдасинт* (Германия), характеризуются коэффициентом расширения, равным примерно 0,1% через 2 ч после замешивания. При этом сопротивление сжатию достигает уровня 48 Н/мм<sup>2</sup>. Порошки супертвердых гипсов строго дозируются с водой и замешиваются в вакуумных смесителях.

Для замешивания особотвердых синтетических гипсов фирма «Хереус Кульцер» (Германия) рекомендует использовать специальную жидкость — *Гипс-Бриллиант-ликвид*. Благодаря применению

этой жидкости происходит равномерное распределение порошка в жидкости и схватывание гипса. Получаемая гипсовая модель при этом отличается высокой гомогенной плотностью, прочностью и точностью воспроизведения оригинала.

Склонность к образованию пор на поверхностях гипса при контакте с водой в случаях применения этой жидкости сведена до минимума. Жидкость поставляется во флаконах емкостью 1 л в виде концентрата и разбавляется 19 л дистиллированной воды, что составляет общий вес 20 л.

Существуют электронные гипсовые смесители, полностью работающие в автоматическом режиме. Резервуар для гипса имеет объем 25–30 кг. Замешивание происходит в вакууме, имеется возможность выбора времени. После замешивания внутренние поверхности прибора автоматически очищаются. При необходимости можно подогревать воду.

Вакуумный смеситель *Моттава-СЛ* с помощью сильного мотора обеспечивает интенсивное перемешивание материала и выдает до 98% перемешиваемой массы. В приборе использовано 2 мотора: один служит в качестве привода перемешивающего устройства, другой приводит в движение вакуумный насос. Емкость для перемешивания изготовлена из твердой резины и позволяет легко производить очистку. После завершения программ перемешивания магнитный клапан автоматически отключает вакуумный насос.

Фирма «Хереус Кульцер» (Германия) выпускает вакуумный замешивающий прибор *CL-VMR-W* для формовочной массы и гипса, который позволяет получить материал, свободный от воздушных пузырей. После установки времени замешивания (максимально — 90 с) процесс протекает автоматически. Формы заполняются гипсом на вибростоликах (*Вибромистер, Вибробой, Вибробеби, KB-16, KB-36, KB-56*). Это исключает появление пор и раковин в модели.

К твердым оттисковым материалам относятся также **цинкоксид-эвгеноловые пасты**, среди которых наибольшее распространение имеет чешский *Репин*, представляющий собой 2 алюминиевые тубы с белой (основная) и желтой (катализаторная) пастами. В состав катализаторной пасты 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. Реакция преципитации, происходящая между эвгенолом и оксидом цинка, приводит к затвердеванию материала (эвгенолата цинка), которое

ускоряется при интенсивном замешивании, добавлении влаги и повышении температуры.

Материал предназначен для получения функциональных оттисков, особенно с беззубых челюстей. Он дает четкий детальный отпечаток слизистой оболочки, хорошо прилипает к индивидуальной ложке, достаточно легко отделяется от модели.

Эвгеноловая масса *Неогенат* (Франция) включает в себя белую пасту на основе окиси цинка и красную пасту на основе эвгенола (15%). Предназначена для получения функциональных оттисков с беззубых челюстей, перебазировки протезов, фиксации воскового базиса во время определения центрального соотношения челюстей.

Для приготовления материала из каждого тубика выдавливается примерно по 10 см пасты на стеклянную пластинку или блок плотной мелованной бумаги. При помощи жесткого широкого шпателя обе пасты тщательно в течение 30 с смешиваются до получения текучей однородной массы розового цвета. Последняя наносится на индивидуальную ложку, которая вводится в полость рта, слегка встряхивается для равномерного распределения материала, прижимается к челюсти и удерживается около 1 мин, после чего пациент производит необходимые функциональные движения губами, щеками, языком, дном полости рта, мягким небом.

Оттиск выводится через 2,5–3 мин после введения ложки. Если оттиск имеет дефекты, то в их области и по периферии удаляется слой массы глубиной 1 мм. Это место заполняется свежеприготовленной пастой, и ложка вновь вводится в полость рта. Материал не подвержен усадке, поэтому получение модели может быть отсрочено.

*Викопрес* — цинкоксидэвгеноловая паста для функциональных оттисков. Благодаря своим водопоглощающим свойствам она абсорбирует воду с поверхности тканей полости рта при снятии оттиска и обеспечивает получение точного отпечатка.

К пасте прилагаются дополнительные компоненты:

— *Вико-1* — антисептический крем для кожи, предназначенный для защиты губ пациента и рук стоматолога;

— *Вико-2* — жидкость для удаления пасты с инструментария и моделей.

Однако при всех своих достоинствах цинкоксидэвгеноловые пасты при выведении из полости рта могут деформироваться или крошиться. Поэтому они вытесняются эластичными оттисковыми материалами и находят основное применение в качестве временного фиксирующего материала для несъемных зубных протезов (см. раздел 7.7).

## 2.4. ЭЛАСТИЧЕСКИЕ ОТТИСКНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Данная группа включает несколько подгрупп материалов для оттисков:

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

Последние три подгруппы объединяются понятием «синтетические эластомеры» (см. раздел 5.3).

### 2.4.1. Альгинатные массы

Появление альгинатных оттискных масс относится к началу 1940-х годов. Материалы этого типа завоевали прочное место в стоматологической практике и способствовали значительному сокращению применения гипса в качестве оттискного материала.

Современные альгинатные материалы выпускаются в виде многокомпонентного мелкодисперсного порошка. К последнему врач прибавляет водопроводную холодную воду. Пропорция порошка и воды определяется прилагаемыми мерниками. Альгинатный порошок замешивается с помощью шпателя в резиновой чашке в течение 30–40 с до получения однородной пасты. В таком виде она готова для получения оттиска. Время схватывания для разных масс составляет от 2–2,5 до 5 мин. О готовности массы судят по состоянию ее остатков в резиновой чашке. Не следует ориентироваться на консистенцию массы самого оттиска, так как наружные слои его твердеют под влиянием температуры полости рта быстрее, чем глубокие. Преждевременное выведение оттиска из полости рта приводит к его деформации. Оттиск выводится достаточно резким стягивающим движением, чтобы уменьшить остаточную деформацию.

Многочисленные перфорации ложки, а также полоска лейкопластыря, которой врач окантовывает ее края, удерживают оттискной материал в ложке. После выведения из полости рта оттиск ополаскивается от ротовой жидкости струей проточной воды.

Альгинатный оттиск быстро изменяет свой объем: на воздухе он дает усадку, в воде — набухает.

- ♦ Усадка — уменьшение линейных размеров и объема тела при его затвердевании, охлаждении, хранении. Усадка (К) характеризуется процентом уменьшения объема изделия (L) по отношению к модели (L<sub>0</sub>) и определяется по формуле:

$$K = \frac{L - L_0}{L_0} \times 100\% .$$

- ♦ *Набухание* — явление, обратное усадке, вызванное поглощением влаги и приводящее к увеличению объема.

Можно в течение нескольких минут сохранять альгинатный оттиск в мокрой марлевой салфетке, но лучше сразу же получить гипсовую модель. Для дезинфекции альгинатных оттисков используют специальные растворы (см. табл. 13).

В состав альгинатной композиции должны входить следующие основные компоненты:

- альгинат одновалентного катиона;
- сшивагент;
- регулятор скорости структурирования;
- наполнители;
- индикаторы;
- корректирующие вкус и цвет вещества.

Альгинат натрия (чаще он является основным компонентом) представляет собой натриевую соль альгиновой кислоты, получаемую из морских водорослей. Оптимальное его содержание в порошке составляет 20%. Он является мелкодисперсным порошком, проходящим через сито с 6400 отв./см<sup>2</sup>, набухающим в воде и образующим растворимый гель.

Для обеспечения схватывания материала и превращения его в нерастворимый гель необходимо «сшить» линейные макромолекулы поливалентными катионами по карбоксильным группам с образованием сетчатой пространственной структуры. В качестве сшивагентов используются плохо растворимые в воде соли бария, свинца, стронция, кальция  $[BaSO_4; BaCO_3; PbSiO_3; SrSO_4; CaSO_4; (CaSO_4)_2 \times H_2O]$ .

- ♦ *Сшивка* — образование поперечных связей между линейными макромолекулами, упрочняющих полимерный материал.
- ♦ *Сшивагенты* — вещества, обеспечивающие сшивку. Они подразделяются на отвердители (для полимеров) и вулканизирующие (для каучуков).

Скорость структурирования увеличивается за счет введения в материалы ее регуляторов: карбоната натрия, этиленгликоля и триэтаноламина (до 2%).

Для получения необходимой консистенции массы, исключения комкования при затвердевании, повышения механической прочности и уменьшения усадки в альгинатные композиции вводят наполнители: мел, диатомиты, белую сажу, двуокись кремния, оксид кремнеземы.



- ◆ *Наполнители* — вещества, влияющие на прочность, твердость, усадку, теплопроводность, стойкость к действию агрессивных сред. Бывают минеральными и органическими, порошкообразными и волокнистыми.

Альгинатные оттисковые материалы обладают способностью через 15–20 мин уменьшаться в объеме более чем на 1,5%.

При погружении оттисков в воду усадка прекращается и начинается резкое увеличение линейных размеров за счет поглощения воды.

Величина расширения зависит от состава альгинатной композиции. Поэтому все рекомендации по хранению альгинатного оттиска в воде, влажной ткани, эксикаторе, насыщенном парами воды, не могут быть приняты.

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 через несколько минут после получения оттиска, в результате потери воды, а также низкую прочность на разрыв.

Альгинатные массы применяются при протезировании больных с частичной потерей зубов съемными протезами, для получения предварительных оттисков с беззубых челюстей, а также в ортодонтии для изготовления аппаратов и диагностических моделей челюстей.

По данным некоторых исследователей (И. Ю. Поюровская), на международном стоматологическом рынке сегодня представлено свыше 80 наименований различных альгинатных оттисковых масс.

В клиниках России до недавнего времени был широко представлен альгинатный материал *Стомальгин* (Украина). При его замешивании с водой образуется однородная паста. Оттиски имеют достаточную пластичность и эластичность, при наполнении гипсом почти не деформируются. *Стомальгин* отличается высокими эластичными и прочностными свойствами: остаточная деформация его при сжатии составляет 2,5%, прочность на разрыв — 0,15 Н/мм<sup>2</sup>.

Оттиск из материала *Стомальгин* должен быть использован для получения гипсовых моделей тотчас после выведения из полости рта, последующей промывки его водой и дезинфекции. Получение модели необходимо производить жидким гипсом, не создавая при этом значительного давления на оттиск. Отделение гипсовой модели от эластичного оттиска может проводиться без применения ка-

ких-либо инструментов: он снимается с модели путем оттягивания краев пальцами.

В последние годы выпускался *Стомальгин-02*, в котором за счет введения в состав триэтаноламина улучшена гомогенность и повышена эластичность материала.

Альгинатная масса *Илен* (Чехия) готовится замешиванием зеленого мелкодисперсного порошка (10 г) с водой комнатной температуры (20 мл) в течение 30–45 с. Время затвердевания составляет 2,5 мин, интервал рабочего времени — 3 мин.

- ♦ *Рабочее время\** — интервал, измеряемый от начала замешивания материала при комнатной температуре до достижения им полного затвердения или повышенной вязкости, когда манипулирование материалом становится затруднительным или невозможным.
- ♦ *Время затвердения* — 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.

Применительно к оттискным материалам период затвердевания предполагает минимальное количество времени пребывания (нахождения) ложки с оттискным материалом в полости рта.

*Эластик Плюс* (Чехия) — обновленная альгинатная гидроколлоидная оттискная масса на основе альгината натрия. Гипсовые модели, полученные по оттискам *Эластик Плюс*, имеют гладкую, нестирающуюся твердую поверхность с точным воспроизведением рельефа тканей протезного ложа. Данный материал используется как для снятия предварительных оттисков с беззубых челюстей (для индивидуальных оттисковых ложек), так и при частичной потере зубов (для получения рабочей и вспомогательной гипсовой модели).

*Воколоид* (Германия) — монофазный оттискной материал, который позволяет получить оттиски высокой точности (воспроизведение дается с точностью до 20 микрон) при протезировании коронками, мостовидными протезами и вкладками. Материал в порошкообразном виде расфасован в пакеты, не дает пыли, имеет прият-

---

\* В различных источниках понятия «рабочее время» и «время затвердевания» имеют разные определения. Не вступая в полемику о правомочности таких определений, мы отдаем предпочтение приведенным выше определениям, которые, на наш взгляд, наиболее удачны. Поэтому в дальнейшем в тексте мы придерживаемся данной трактовки. Следует отметить, что в справочных таблицах, приведенных в нашем руководстве, цифровое выражение рабочего времени не подвергалось ревизии и изменениям, т. е. приведено в соответствии с первоисточником. (Прим. ред.)

ный запах и вкус. После замешивания с водой он позволяет в течение 3 мин (*Воколоид-3*) или 4 мин (*Воколоид-4*) проводить все необходимые манипуляции по оформлению оттиска. Полное схватывание наступает через 5 мин.

*Альгиногал* (Югославия) — быстросхватывающийся, беспыльный самодезинфицирующийся альгинат в вакуумной упаковке.

*Альгинмакс* — альгинат с хромовым фазовым индикатором, не содержит цинка и кадмия. При правильном хранении масса имеет большой срок годности. Приготовление материала и получение оттиска типичны для альгинатных оттисковых материалов.

*Кромальган* (Великобритания) — альгинатный оттисковый материал с трехцветным индикатором фазы (альгинат класса «А»). Может быть использован для получения оттисков при протезировании цельнолитыми и штампованными коронками, дугowymi (бюгельными) и полными съёмными протезами.

Представляет собой порошок светлого цвета с приятным ванильным ароматом. Техника применения материала — традиционная для всех альгинатов, но сопровождается цветовыми превращениями. Время замешивания составляет 30 с. При этом паста имеет фиолетовый оттенок. До введения в полость рта врач имеет в запасе 1,5 мин, пока масса не станет розовой. Полный период с момента окончания замешивания до готовности оттиска равен 1 мин. Цвет оттисковой массы становится белым.

Материал отличается следующими характеристиками:

- возможностью зрительного контроля рабочего времени;
- отсутствием пыли;
- возможностью регулировать консистенцию замешивания;
- высокой эластичностью и прочностью на разрыв (1,20 МПа);
- высокой точностью воспроизведения деталей (50 микрон);
- возможностью сохранения размеров оттиска в течение нескольких часов в герметичной упаковке;
- оптимальной совместимостью с гипсами, т. е. образованием твердых, гладких поверхностей моделей челюстей;
- отсутствием свинца и консервантов.

*Альгидур* (Австрия) — альгинатный оттисковый материал выпускается с нормальным, быстрым и сверхбыстрым схватыванием. Альгинат поставляется с жидким альгинатным стабилизатором, который делает получение моделей более легким и позволяет исключить образование на них воздушных пузырей.

*Супер Пэйст* (США) — альгинатный оттисковый материал, который изменяет цвет от замешивания до схватывания. Поставляется в двух тубах с пастой.

*Фрейз* (Польша) — полихроматическая альгинатная масса, представляет собой фиолетовый порошок, замешиваемый в соот-

ношении 9 г на 17 мл воды. Через 30 с замешивания цвет пасты меняется на розовый. В этот момент оттискная ложка заполняется пастой. Изменение цвета на белый является сигналом для введения ложки с массой в полость рта. Время затвердения материала при 23° С равно 2,5 мин.

*Кромопан* и *Кромопан-2000* (Италия) — массы, также обладающие цветовой индикацией фаз (фиолетовый, розовый, белый цвета). Соотношение при замешивании составляет 9 г на 20 мл. Заметных искажений оттиска не происходит, по утверждению производителя, в течение 48 ч после его получения. Это обусловлено введением в массу интегрированного стабилизатора. Аналогичной является итальянская масса *Оралгин*. Хорошей совместимостью с гипсом, тиксотропностью, однородностью состава характеризуется альгинатный материал *Неоколлоид* (Италия).

- ♦ *Тиксотропия* (греч. *thixis* — прикосновение, *trope* — поворот, изменение) — способность дисперсных систем восстанавливать исходную структуру, разрушенную механическим воздействием.

Кроме названных выше, известны также и другие европейские материалы:

- итальянские массы *Гидрогум-Эластик*, *Гидрогум-Софт*, *Фазе-Плюс*, *Ортопринт* с противорвотной добавкой (см. табл. 6);

- немецкие массы *Палгат-Плюс* и *Палгат-Плюс-Кеик*, а также *Алгинопласт*, *Ксанталгин*, *Дупальфлекс*, *Триколоральгин*, *Пальгафлекс* (последняя масса медленно затвердевает — 3 мин 45 с);

- *Пластальгин* (Франция) выпускается в двух вариантах — быстро и нормально твердеющий. Время его замешивания составляет 30 (45) с, время оформления оттиска в полости рта — 1,25 (2,25) мин, время затвердевания — 1,75 (3,17) мин. Вязкость материала составляет 36 (38) мм, воспроизведение деталей — 50 (20) мкм, деформация на сжатие — 12,5%.

Из американских материалов на российском рынке распространены *Супергель Мэджик* (хроматический альгинатный оттискной материал с цветовой индикацией фаз структурирования — от розового до белого — и без образования пыли), *Блюпринт Кремикс* и *Блюпринт Плас Энтбэк*, *Альгинмакс*, *Джелтрэйт*, *Джелтрэйт Плюс*, *Кос Элджинэйт*. Материал *Джелтрэйт* выпускается трех консистенций: нормальной, плотной и быстротвердеющей. Нормальная и плотная применяются при высоком своде неба и в ортодонтии; быстротвердеющая — для получения оттисков при повышенном рвотном рефлексе.

Характеристиками нормальной и плотного *Джелтрэйта* являются: время затвердевания — 2,5 мин, остаточная деформация — 2,1%, относительное сжатие — 13,3%, текучесть — 1,86%; для бы-

стротвердеющего *Джелтрэйта* соответственно: 1,75 мин; 1,7%; 13,9%; 1,67%.

В клинике применяется также *Арома Файн* (Япония) нормального (имеет розовый цвет) и быстрого твердения (зеленого цвета).

Одним из современных представителей альгинатных материалов является *Бисико-Хроминат*. Он позволяет получать точные оттиски. Изменение его цвета от фиолетового до голубого демонстрирует процесс преобразования материала. После перехода к последнему (голубому) цвету паста должна находиться во рту больного, и формирующие движения прекращаются. Материал твердеет во рту 1–2 мин. До получения модели челюсти оттиск может выдержать несколько часов без вреда для себя. Для этого он упаковывается во влажное сукно и укладывается в закрытый контейнер.

#### 2.4.2. Силиконовые массы

Силиконовые массы появились в стоматологии в 1950-е годы. Сейчас они вошли в пору расцвета, являясь бесспорными лидерами среди современных оттисковых масс. Созданы на основе кремний-органических полимеров — силиконовых каучуков.

В большинстве своем силиконовые оттисковые материалы предназначены для получения двойных оттисков (см. рис. 4). Выпускаются в виде двух паст — основной и катализаторной. В качестве катализатора может также использоваться жидкость, прилагаемая к основной пасте.

Консистенция пасты предопределяет ее клиническое назначение после приготовления (смешивания):

- пасты высокой вязкости (основная и катализаторная пасты или основная паста и катализаторная жидкость) используются самостоятельно или в качестве первого, основного слоя в двойных оттисках;

- пасты средней вязкости (основная и катализаторная пасты) используются для получения функциональных оттисков или при реставрации съемных протезов;

- пасты низкой вязкости (основная и катализаторная пасты или основная паста и катализаторная жидкость) используются в качестве второго, или корригирующего слоя в двойных оттисках.

Для приготовления смеси к необходимому количеству основной пасты, отмеренному с помощью дозировочной бумажной шкалы, подложенной под стеклянную пластинку, добавляют катализаторную жидкость или пасту (рис. 10). Они замешиваются с помощью

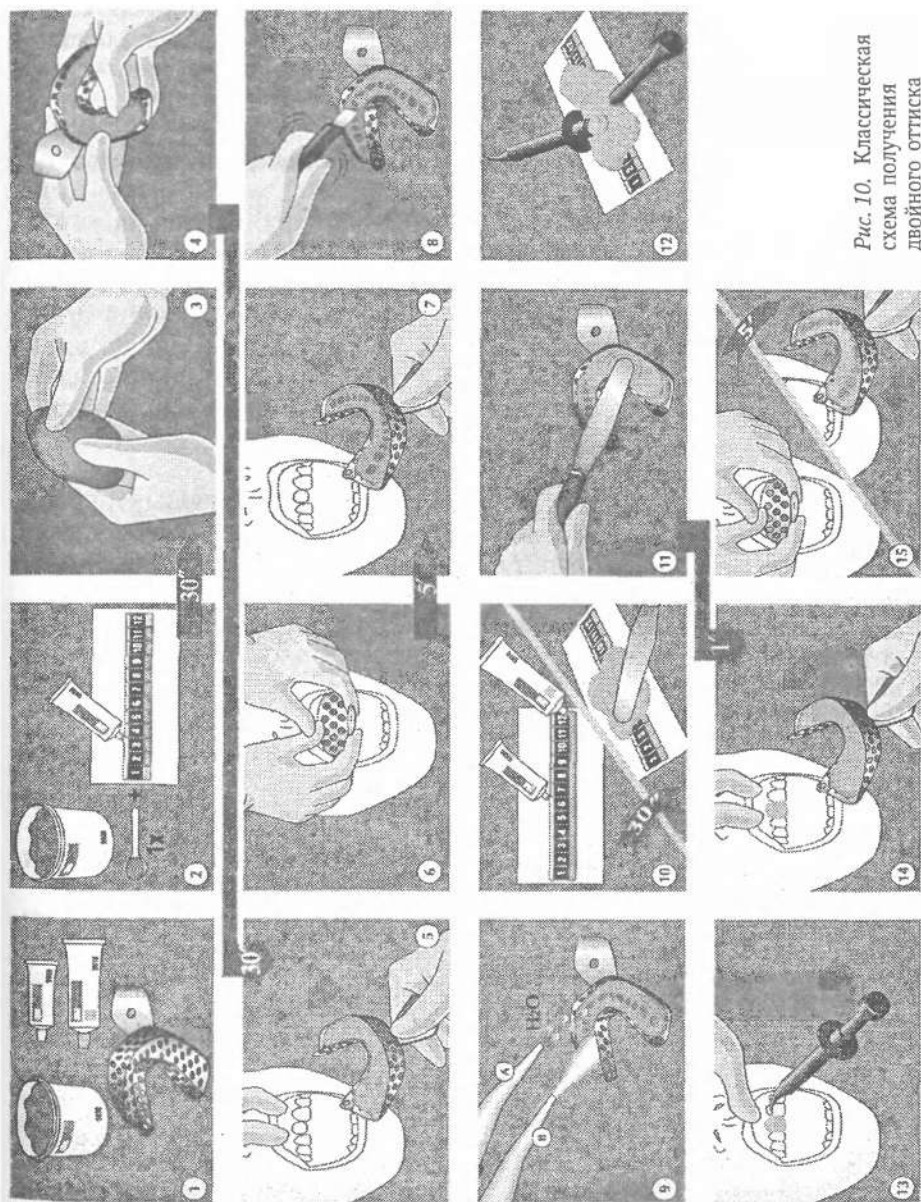


Рис. 10. Классическая  
схема получения  
двойного оттиска

пластмассового шпателя до получения однородной консистенции или окраски. Паста плотной консистенции (высокой вязкости) набирается специальными мерниками и после добавления жидкостикатализатора перемешивается в руках. Время замешивания составляет 30–45 с. Одни силиконовые массы затвердевают уже через 2,5–4 мин, другие — через 5–8 мин.

Оттискная ложка с перфорациями окантовывается лейкопластырем, как при использовании альгинатных масс, или покрывается адгезивом.

Чаше **получение двойного оттиска** проводится в два этапа. На первом этапе на смазанную адгезивом оттискную ложку (см. рис. 2) наносится смешанная с катализатором основная плотная паста и снимается оттиск. При этом, чтобы создать пространство для корригирующей пасты, процедуру проводят до препарирования зубов или не снимая временные коронки, или предварительно покрыв оттискной материал полоской тонкой полиэтиленовой пленки.

Затем, после препарирования, проводится фармако-механическое расширение десневой бороздки (кармана) опорных зубов, введение туда льняной или хлопчатобумажной нити (рис. 11) или трикотажного кольца, пропитанных растворами вазоконстриктора (см. гл. 13).

Первый слой оттиска индивидуализирует стандартную ложку, которой он был получен. На нем срезается слой пасты на своде нёба и по краям оттиска для его свободного повторного введения в полость рта. Кроме того, удаляются межзубные перегородки для предотвращения отдавливания межзубных сосочков. И наконец, гравировются отводные канавки от отпечатков зубов к вершине нёбного свода, радиально, для предупреждения упругой деформации оттиска.

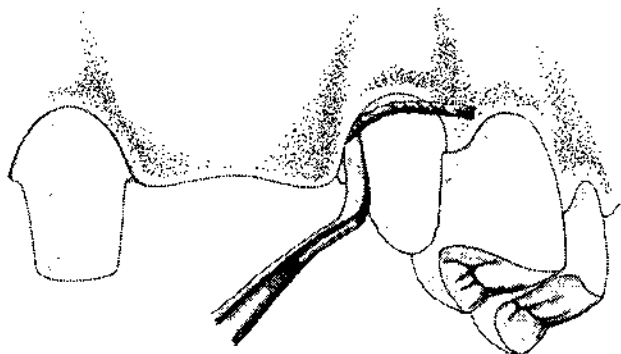


Рис. 11. Введение ретракционной нити в десневую бороздку

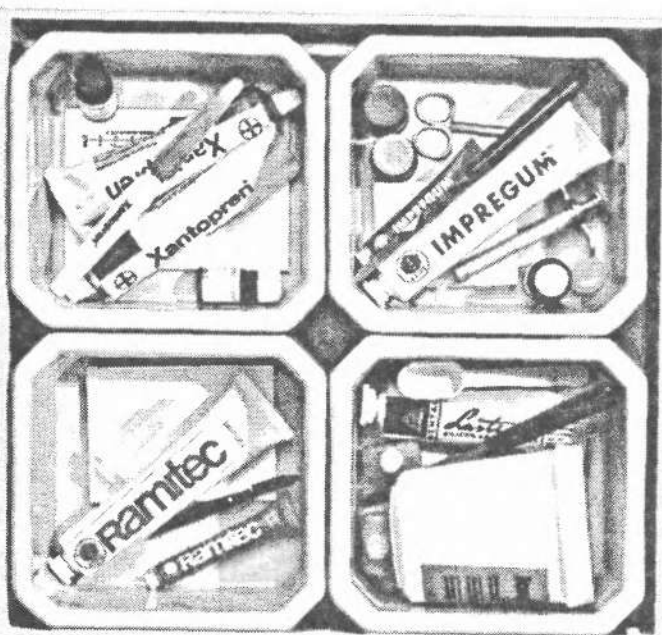


Рис. 12. Пасты низкой вязкости в выдвижном ящике стола

Затем первый слой отпечатка высушивается и заполняется уточняющей пастой. Из карманов извлекаются нити, сами карманы высушиваются струей теплого воздуха. Они могут быть заполнены корригирующей пастой с помощью специального шприца с изогнутой канюлей (см. рис. 2, г).

Можно снимать оттиск и без применения шприца, наполняя уточняющей пастой оттиск и вновь вводя его в полость рта.

Существует одноэтапный способ получения двойного оттиска. При этом, заполнив ложку основной пастой, врач делает углубления в ней в области проекции опорных зубов. Туда вводится корригирующая паста. Она же из шприца наносится на препарированные зубы. После этого ложка с двумя пастами вводится в полость рта для получения оттиска.

Следовательно, при получении двойного оттиска используются основные пасты, обладающие высокой вязкостью, и корригирующие пасты, характеризующиеся низкой вязкостью (рис. 12). Паста же средней вязкости применяется для получения функциональных оттисков с беззубых челюстей. Для этого пасту после замешивания с катализатором наносят тонким равномерным слоем на внутреннюю поверхность индивидуальной ложки. Ложку с массой прижи-



мают к челюсти и с помощью функциональных проб оформляют края оттиска.

Таким образом, силиконовые материалы используются при дефектах зубов, частичной и полной потере зубов. Их основным предназначением является получение двойных оттисков для комбинированных коронок, облицовок и вкладок, позволяющих протиснять препарированные на опорных зубах полости или поддесневой уступ. Кроме того, они применяются для получения функциональных оттисков, а также для перебазирования протезов, при объемном моделировании базисов полных съемных протезов.

Применяемые силиконовые материалы отличаются между собой механизмом реакции полимеризации.

- ♦ **Полимеризация** — 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 превращения мономеров в полимеры.

Известны два типа полимеризации: полиприсоединение и поликонденсация.

За рубежом массы, полимеризующиеся за счет полиприсоединения, обозначают буквой «А» (от *англ.* addition — добавление, увеличение, присоединение). Для материалов, полимеризующихся за счет поликонденсации, используют индекс «С» (от *англ.* condensation — сгущение, уплотнение, конденсация).

При первой реакции не образуется побочных продуктов и элементарный состав мономера и полимера одинаков. По этому признаку к данной группе материалов относятся винилполисилоксановые материалы, скорость полимеризации которых находится в прямой зависимости от температуры — чем выше температура, тем выше скорость полимеризации. Винилполисилоксановые материалы являются самыми размеростабильными из всех ныне существующих в мире материалов (*см. табл. 12, 18*).

Во втором случае образуются побочные продукты (чаще вода, реже аммиак, спирты) и поэтому элементарный состав мономера и полимера различен.

Основная паста материалов, полимеризующихся по типу поликонденсации, состоит из силикона со сравнительно низким молекулярным весом — диметилсилоксана, имеющего реактивные конечные гидроксильные группы. Наполнителями могут быть карбонат меди или кремнезем. Катализатор является либо жидкостью, состоящей из суспензии октоата олова и алкилсиликата, либо пастой с добавлением сгущающего агента. Реакция протекает с образованием каучука с трехмерной структурой и с освобождением этилового спирта.

Тип силиконового материала, полимеризующийся по типу полиприсоединения, представлен пастами низкой, средней, высокой вязкости и также является полисилоксаном. Основная паста состоит из полимера с умеренно низким молекулярным весом и силановыми группами, а также наполнителя (диатомит, белая сажа). Катализаторная паста представлена полимером с умеренно низким молекулярным весом и виниловыми конечными группами, а также катализатором — хлороплатиновой кислотой. Реакция полиприсоединения не создает низкомолекулярных продуктов.

**Физико-механические свойства силиконовых материалов.** Известно, что их усадка невелика (см. табл. 9, 11, 12, 14). 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. Она скажется после выведения оттиска из полости рта. В этот период усадка обуславливается завершением процесса вулканизации полиметилсилоксана, а также охлаждением оттиска до комнатной температуры. Коэффициент термического расширения (КТР) силиконовых оттисковых материалов в диапазоне температур 22–37° С равен  $220 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  (для сравнения КТР других материалов см. табл. 91).

Силиконовые оттисковые материалы позволяют точно отобразить рельеф протезного ложа (в том числе в функционирующем состоянии жевательного аппарата), обладают низкими усадкой и остаточной деформацией (см. табл. 17), высокой прочностью на разрыв, различной на выбор степенью вязкости, легко отделяются от модели, стабильны в дезинфицирующих растворах, не имеют неприятного вкуса и запаха и прочны. Их недостатком является лишь плохое прилипание к ложке.

Следует помнить о том, что при замешивании двух паст руками в резиновых (латексных) перчатках (см. гл. 13) сера из них может попадать в силиконовый материал и снижать активность платино-содержащего катализатора. Результатом этого является замедление или полное отсутствие затвердевания пасты. Поэтому необходимо смачивать перчатки водой либо слабым раствором дезинфицирующего средства. Виниловые перчатки не обладают этим побочным действием латексных.

В нашей стране широко известны оттисковые материалы *Си-эласт-69*; *-03*; *-05*; *-21* (Украина). Последняя его модификация разработана в НИИ синтетических каучуков (Санкт-Петербург). В НИИ синтетических каучуков создан также материал на основе наполненного винилсиликонового каучука, отверждаемого без вы-

деления побочных продуктов, — *Вигален-30* и корректирующий материал *Вигален-35*. В Санкт-Петербурге разработана также оттискная масса *Силлит*, в Москве — *Эрлосил*.

*Вигален-30* — высоковязкий оттискной материал для получения двойных оттисков. Применяется с материалом средней вязкости *Вигален-35* при протезировании частичными и полными съемными пластиночными зубными протезами, а также цельнолитыми, металлокерамическими, металлопластмассовыми мостовидными протезами и одиночными коронками, вкладками, дугowymi (бюгельными), шинирующими цельнолитыми протезами, при лечении ортодонтическими аппаратами.

Кроме того, материал позволяет проводить реставрацию базиса съемных протезов лабораторным методом. Для замешивания материала берут равные соотношения основной и катализаторной пасты. Замешивание продолжается в течение 30 с до получения однородной гомогенной массы. Время затвердевания в полости рта составляет 4–5 мин.

Низкая плотность материала снижает его расход на оттиск, по которому можно получить несколько моделей челюстей высокой точности. Перед получением модели желательно поместить оттиск в мыльный раствор на 3–5 мин, а затем промыть проточной водой. Этот безусадочный материал (см. табл. 9) дает возможность длительно хранить оттиски (до 2–4 недель).

*Вигален-35* — корректирующий силиконовый материал средней вязкости для получения двойных оттисков при частичной потере зубов, заболеваниях пародонта с большой подвижностью зубов, при протезировании мостовидными протезами любого типа.

Материал можно использовать не только с отечественными оттискными массами *Вигален-30* и *Сизласт-21*, но и с импортными аналогами, отверждаемыми вследствие реакции полиприсоединения и имеющими минимальную усадку. Для получения оттиска замешивают в течение 30 с равные объемы основной и катализаторной паст до получения гомогенной однородной смеси, имеющей минимальное рабочее время 5–6,5 мин. Используя индивидуальную ложку, можно получить точный функциональный оттиск. Время затвердевания материала в полости рта равно 4–5 мин.

При получении корректирующего оттиска замешанную однородную массу наносят на заранее высушенную струей сухого воздуха поверхность основного оттиска и вновь вводят его в полость рта. Материал не рекомендуется использовать в сочетании с силиконовыми массами поликонденсационного типа, полисульфидными оттискными материалами. Характеристики оттискных материалов *Вигален* представлены в таблице 9.

*Эрлосил* — двухкомпонентный оттискной материал, содержащий пасты высокой, средней и низкой вязкости, представляет собой винилсилоксановый каучук, предназначенный для получения точных отпечатков зубных рядов, в том числе двойных.

Материал имеет следующие технические характеристики: рабочее время от начала замешивания равняется 5,5–7,5 мин, время затвердевания в полости рта составляет 4–5 мин; деформация сжатия 2–15%. Линейная усадка материала за 24 ч составляет 90,2%. Замешивание материала для оттиска (в равной пропорции паст) проводится шпателем или пальцами до получения однородного цветового тона в течение 30 с.

Из компонентов фирмы «Рон-Пуленк» (Франция) у нас в стране с 1997 года производится оттискной стоматологический материал высокой вязкости *Сильбопласт-В* и низкой вязкости *Сильбопласт-Н*, представляющий собой двухкомпонентный (основная и катализаторная пасты) силиконовый эластомер, затвердевающий при комнатной температуре в результате реакции полиприсоединения.

Материал *Сильбопласт-В* предназначен для получения основного отпечатка, который в сочетании с материалом низкой вязкости *Сильбопласт-Н* позволяет получать двойные оттиски. Используется при протезировании цельнолитыми, металлокерамическими, металлопластмассовыми мостовидными протезами, частичными и полными съемными пластиночными и дуговыми (бюгельными) протезами, при получении ортодонтических аппаратов.

*Сильбопласт-Н* — материал низкой вязкости для получения двойных оттисков. Применяется также для функциональных оттисков при полном отсутствии зубов. Способ применения материалов достаточно прост: при помощи мерных ложек равные объемы основной и катализаторной паст тщательно замешиваются в течение 30 с, а затем проводится получение оттиска. Рабочее время составляет 5–6 мин, затвердевание в полости рта длится 3–4 мин. Перед получением гипсовой модели оттиск желательно поместить в мыльный раствор на 3–5 мин, а затем промыть проточной водой. Перед заполнением гипсом оттиск необходимо высушить воздухом.

Одним из лучших представителей силиконовых оттискных материалов является японский *Эксафлекс*, содержащий 2 основные пасты (желтого и голубого цветов). Замешивание их заканчивается при однородном зеленом окрашивании материала. Имеются также 2 пасты для создания корригирующего слоя, еще 2 пасты для получения функциональных оттисков. Кроме того, в комплект включены клей-адгезив, замедлитель, шпатели, шприц. Та же масса, расфасованная в двойных картриджах для использования в пистолете-дозаторе (см. рис. 6) со смешивающими наконечниками, носит название *Экзамикс*.

Известны также наборы силиконовых паст *Кольтекс/Кольтофлекс* (Швейцария) многоцелевого назначения, *Дентафлекс* (Чехия), *Кнетон/Ситран* и *Цафо-Тевезил* (Германия), *Конденсил* и *Перфексил* (Франция), *Сильбон* (Италия), *Зетаплюс*, *Орэнвош*, *Тиксофлекс* (Италия — см. табл. 7).

Фирмой «Галеника» (Югославия) выпускается группа конденсационных силиконовых материалов *Галесил*:

- *Галесил-П КИТ* — высокой вязкости;
- *Галесил-Х зеленый* — средней вязкости;
- *Галесил-Л голубой* — низкой вязкости;
- *Галесил активатор-паста* — универсальный катализатор для поликонденсационных силиконовых материалов.

Не имеющие вкуса и запаха материалы *Аккуфлекс* и *Аккумикс* (США) обладают высокой точностью и стабильностью в растворах для холодной стерилизации. Они имеют различную степень вязкости в зависимости от назначения.

Гидрофильная структура материала *Аквасил* (США) сочетает в себе поперечно-сшитую полимерную сеть с включенным поверхностно-активным веществом. Полимерная сеть обеспечивает высокую прочность на разрыв, а включенное поверхностно-активное вещество делает смачивающие способности равными полиэфирным материалам.

Эта уникальная модифицированная винилсилоксановая химическая структура обеспечивает высокую точность передачи деталей во влажной среде, чего нельзя достигнуть, используя традиционные оттисковые материалы.

*Репросил-NF* (США) — силиконовый оттисковый материал химического отверждения для получения двойных оттисков. Материал состоит из двух отдельных компонентов различной консистенции. Масса высокой вязкости обладает хорошей эластичностью и не затрудняет ее извлечения из поднутрений. Служит для окантовки индивидуальных ложек, получения предварительного отпечатка в двойном оттиске, а также регистрации центрального соотношения челюстей.

Масса низкой вязкости за счет своей гидрофильности позволяет получать точные оттиски с влажных поверхностей. Она наносится шприцем и является корригирующей в двойном оттиске. Кроме того, материал можно использовать для получения функциональных оттисков при реставрации базиса съемного пластиночного протеза. Перед получением оттиска на индивидуальную ложку рекомендуется нанести тонкий слой адгезива *Силфикс*. Через 3 мин можно приступать к получению оттиска с помощью подготовленной таким образом ложки (см. табл. 10, 11).

Для дезинфекции оттисков из *Репросила-NF* применяются стандартные дезинфицирующие средства (см. табл. 13), аэрозоль

*Спорицидин* или стерилизующий состав *Спорицидин* в разведении 1 : 16.

Отгиск можно хранить до 7 дней, но тем не менее получение гипсовой модели проводится не ранее чем через 1 ч после его извлечения из полости рта. Предварительно оттиск необходимо промыть и просушить. Оттиски из состава *Репросил-NF* можно покрыть медью или серебром. Перед гальванизацией чистый сухой оттиск нужно равномерно покрыть коллоидным серебром или графитом. Технические характеристики материала представлены в табл. 11.

Материал *Контраст* благодаря гидрофильным свойствам дает высокое качество оттисков, несмотря на влажность полости рта. Он обладает хорошей эластичностью. Двухкомпонентный основной материал используется для предварительного оттиска с последующей его коррекцией вторым слоем, а также для оформления краев индивидуальных оттисковых ложек. В комплекте, кроме того, имеется корригирующая паста средней вязкости в картриджной упаковке. Она может применяться как в двойных оттисках, так и для получения функциональных отпечатков при частичной или полной потере зубов.

*Регистрадо* (Германия) — материал на силиконовой основе прозрачно-голубого цвета, выпускается в картриджной упаковке. Используется для получения оттисков и для регистрации центрального соотношения челюстей.

Группа оттисковых материалов *Панасит* (Германия) пополнилась полисилоксановым материалом низкой и средней вязкости в шприцах. Он твердеет в течение 4 мин в условиях полости рта, характеризуется гладкой поверхностью и четкостью рельефа. Пасты смешивают в равном соотношении. Они предназначены для получения двойного, а также функциональных оттисков.

Материал *Детазил* (Германия) (см. рис. 6) гарантирует получение нескольких гипсовых моделей по одному оттиску. Комплект данного оттискового материала включает:

- *Детазил-К* — две пасты высокой вязкости;
- *Детазил-Е* — две пасты средней вязкости, выпускаемые в тубах. Применяется для функциональных оттисков при частичной или полной потере зубов;
- *Детазил-Л* — пасты низкой вязкости, выпускаемые в тубах и являющиеся корригирующими. Смешивание материала происходит в двойном картридже со смесительным жиклером.

В Германии выпускается *Силапласт* — силиконовый оттисковый материал (основная паста и жидкость-катализатор), применяемый в качестве первого слоя двойного оттиска. Для корригирующего слоя используется материал *Силасофт*, который наряду с хорошей

текучестью и точной передачей деталей тканей протезного ложа обладает высокими объемной стабильностью и прочностью на разрыв. *Силасофт* выпускается в тубах (*Силасофт нормальный*) и в картриджной упаковке (*Силасофт специальный*).

Винилполисилоксановый материал *3М Экспресс* восстанавливает объем после деформации при выведении оттиска из полости рта на 99,84%. Для сравнения: тот же показатель у полисульфидных оттисковых масс равен 99,7%, полиэфирных — 99,6%, а у поликонденсационных силиконовых материалов — 99,34%.

Приоритет использования автоматического смешивания двух паст с помощью шприца-пистолета, двух картриджей и жиклера со смесительной спиралью принадлежит фирме «3М» (США), выпускающей силиконовую оттисковую массу *3М Экспресс* (см. табл. 14).

Для замешивания вязких оттисковых материалов типа *Президент* (США), выпускаемых в картриджах, предложен наконечник *Квадро*, использование которого, кроме экономии материала на 22%, снижает напряжение и усталость рук при работе с ним. Кроме того, за счет подачи большего количества оттискового материала за полнение оттисковой ложки проводится значительно быстрее.

*Медстар AV* (Великобритания) — оттисковая масса на основе винилполисилоксана, предназначена для получения двойных оттисков при протезировании металлокерамическими протезами.

Материал обладает гидрофильностью, легко перемешивается и не прилипает к инструменту. Выпускается двух типов — нормального и мягкого. Последний особенно подходит для использования при заболеваниях пародонта.

Время перемешивания основного материала составляет 45 с, корректирующего — 45 с. Время затвердевания основного и корректирующего материалов равно 3,5 мин. Компрессионная усадка массы в пределах 0,3–0,5%. Усадка через 24 ч не превышает 0,1%. Получение гипсовой модели проводится через 30 мин после выведения оттиска из полости рта, причем по одному оттиску можно отлить несколько моделей челюстей (см. табл. 12).

*Керр Экструд* (США) — силиконовый материал, имеет 3 степени вязкости — высокую, среднюю и низкую (пасты средней и низкой вязкости поставляются в картриджах). Материал не дает усадки, прочен на разрыв и обладает гидрофильными свойствами, что позволяет получить точный оттиск с влажных тканей протезного ложа. Получение модели проводят через 20 мин после выведения оттиска из полости рта.

Паста *Резидента* (Германия) спустя сутки после получения оттиска имеет небольшие объемные изменения, равные 0,14–0,60%. Винилсилоксановый оттисковой материал *Гидросил* (США) затвер-

девает через 5–5,5 мин, имеет остаточную деформацию 0,2–0,5%, относительное сжатие 2–2,5%, воспроизводство деталей 22 мкм, текучесть 0–0,1%. Другой винилсилоксановый материал, предназначенный для окклюзионных оттисков, — Регисил (США), быстро твердеет (2–3 мин), имеет усадку 0,2%, относительное сжатие — 1,3%.

Наиболее широко представлены на отечественном рынке немецкие силиконовые оттисковые материалы. Среди них Оптосил II, Ксантопрен, ДЛ-Кнет, Панасил, Формасил II, Альфасил, Гаммасил, Дегуфлекс, Провил, Мемозил, Спидекс, Репид, Президент, Байсилекс, Кольтекс, Кольтофлекс, Прэше Спот индикатор, Импринт, Экструд, Уносил-S, Репросил-HF и др.

Такой немецкий силиконовый материал, как Дименшин, поставляется в различной упаковке:

— в картриджах по 48 мл для ручного смесителя Гарант (Дименшин Байт — материал высокой вязкости для регистрации окклюзионных взаимоотношений; Дименшин Гарант Л — корректирующая масса для двуслойных оттисков);

— в картриджной упаковке (основная паста — 300 мл, катализаторная паста — 66 мл) для смесителя Пентамикс (см. с. 55): Дименшин Пента Х — паста высокой вязкости, Дименшин Пента Х Квик — паста высокой вязкости и Дименшин Пента Л — паста низкой вязкости.

Весь ассортимент силиконовых масс можно разобрать на примере материалов компании «Бисико» (Германия), которые, по нашим клиническим наблюдениям, сегодня являются одними из лучших представителей рассматриваемой группы (см. табл. 15). К ряду поликонденсационных материалов относится основная паста для предварительных оттисков или первого слоя двойного оттиска — Бисико Пласт. Выпускается двух вариантов — нормального и жесткого (*normal*, *x-hard*). В качестве корректирующих паст к указанному материалу предназначены также поликонденсационные пасты — текучая Бисико Икзэкт N (*light*) и средней вязкости Бисико Икзэкт G (*medium*).

Для формирования краев индивидуальной ложки или полного съемного протеза при его реставрации используется паста Бисико Фанкин (плотная), снабженная пластиковым шприцем.

Кроме того, фирмой «Бисико» производятся высокоточные полиприсоединенные силиконовые оттисковые материалы — основные пасты: плотная Бисико-S1 (*putty*), средней вязкости Бисико-1 Софт (*medium*) для двойных оттисков. Корректирующими пастами к ним являются полиприсоединенные материалы средней текучести Бисико-S2, -S2i (*medium*), высокой текучести Бисико-S4, -S4i (*light*). Последние не являются тиксотропными и гидрофильными. Поэтому



предусмотрен вариант с высокими тиксотропными и гидрофильными свойствами *Бисико-4i Хайдрофил (light)*. Силиконовый материал *Бисико-S4, -S4i* применяется при протезировании беззубых больных. Для создания разгружающего оттиска или реставрации базиса материал смешивается с пастой *Бисико Мэнайзл (medium)* также полиприсоединенного класса.

При повышенном рвотном рефлексе используют быстротвердеющую (менее 2 мин) корригирующую пасту *Бисико Квик (light)*. И наконец, для получения оттисков абсолютной точности при использовании телескопических, замковых креплений, имплантатов применяется вязкой текучести полиприсоединенный материал *Бисико Присайжн (heavy)*. Им можно пользоваться при протезировании полными съемными протезами.

Большая часть материалов расфасована в двухкамерные картриджи новой системы, обладающей следующими преимуществами:

- обе камеры картриджа полностью изолированы, что исключает преждевременное затвердевание материала вследствие диффузии сквозь стенки;
- новые затворы картриджа имеют отдельные выходные отверстия, что исключает затвердевание материала в носовой его части (насадке);
- новые миксеры упорядочивают смешение материала;
- на миксере имеются отдельные отверстия, что предупреждает преждевременное затвердевание материала;
- асимметричная насадка затвора и миксера предотвращает ошибочное закручивание и вызванное этим соприкосновение содержимого двух камер;
- новый ручной инжектор (пистолет) с высоким передаточным числом требует небольшого усилия при аппликации материала.

Для дезинфекции силиконовых оттисков используются растворы различных веществ (см. табл. 13).

### **2.4.3. Полисульфидные (тиоколовые) оттисковые материалы**

Полисульфидный полимер обладает конечными и незавершенными боковыми меркаптенowymi группами. Указанные группы смежных молекул окисляются катализатором, приводя, с одной стороны, к расширению цепочки и, с другой, — к сшиванию молекул.

Результатом реакции является 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. Консистенция материала зависит от количества наполнителя. Дезинфекция полисульфидных оттисков проводится 2% раствором глутаральдегида.

Рассматриваемые материалы выпускаются в виде двух паст — основной и катализаторной (см. табл. 16). 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. Они придают массе зеленый цвет. Однако у полисульфидных каучуков имеются и другие недостатки (неприятный, плохо исправляемый запах, недостаточная эластичность оттиска), позволяющие силиконовым материалам выигрывать конкуренцию. Полисульфидные материалы имеют большое рабочее время и время твердения, высокую точность, хорошее приклеивание к ложечному адгезиву и стабильность объема в дезинфицирующих жидкостях. Однако модели по тиоколовым оттискам нужно отливать не позже, чем через 1 час после получения оттиска. Кроме того, отличная эластичность и высокая прочность на разрыв позволяют по одному оттиску получить несколько гипсовых моделей. Материал выгоден и тем, что при необходимости уточнения каких-либо деталей тканей протезного ложа к уже полученному оттиску можно добавлять свежую порцию материала и проводить его коррекцию, вводя оттиск в полость рта. В России известны американские полисульфидные материалы *КОЕ-флекс*, *Омнифлекс*, немецкий *Пермластик*.

*Пермластик* имеет 3 степени вязкости, которые и определяют его использование как для получения двойного, так и для однослойных анатомических и функциональных оттисков. Материал обладает очень высокой точностью и гарантирует качественный оттиск, который после выведения из полости рта отличается постоянством линейно-объемных размеров.

#### **2.4.4. Полиэфирные оттисковые материалы**

Обычно применяются 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 (см. с. 36) является кремнезем, пластификаторами — гликольэтерфталат. Катализаторная паста содержит 2,5-дихлорбензенсульфонат в качестве сшивагента (см. с. 35), а также наполнитель. Отдельная туба включает *пластификатор* — октилфталат и около 5% метилцеллюлозы в качестве наполнителя.

- ♦ *Пластификация* — это повышение пластичности и эластичности материала. Выделяют 3 типа пластификации: наружную, внутреннюю и механическую.
- ♦ *Наружная пластификация* достигается введением в полимер пластификаторов (этилфталата, диоктилфталата, дибутилфталата) с целью уменьшения сил 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 последующего охлаждения в растянутом состоянии.

Каучук образуется в результате ионной полимеризации и появления иминового кольца. Основой материала является сополимер тетрагидрофурана и этиленоксида. Происходящая реакция более экзотермична, чем у других резиноподобных материалов с возрастанием температуры на 4° С. Дополнительные характеристики резиноподобных оттисковых материалов приведены в *таблицах 17 и 18.*

В основную и катализаторную пасты могут добавляться красители. Полиэфирные пасты также могут быть высокой и низкой вязкости. Достоинствами данной группы материалов являются высокая точность, гидрофильность, устойчивость к разрыву, долговременная объемная стабильность, хорошее прилипание к ложечному адгезиву. К недостаткам относятся неприятный запах и вкус, остаточная деформация, нестабильность в некоторых дезрастворах, излишняя жесткость материала, приводящая к поломкам модели, трудность замешивания и высокая стоимость материала.

Наиболее распространенными представителями полиэфирных материалов являются *Импрегум* и *Пермадин* (фирма «ЭСПЭ», Германия), тиксотропная консистенция (текучесть под давлением и сохранение устойчивости без давления в оттисковой ложке) и гидрофильность которых обеспечивают точность отпечатка тканой протезного ложа. Вместе с тем заслуживает внимания *фасовка*

материала, которая определяет особенности манипуляций врача при получении оттисков:

— при выпуске в тубах (основная паста — 120 мл, катализаторная паста — 15 мл) проводят ручное смешивание паст шпателем обычным образом. Пасты низкой вязкости *Импрегум-Ф*, *Пермадин* и *Пермадин Гарант 2:1* применяют для получения функциональных оттисков с использованием индивидуальной оттисковой ложки, а также для однослойных оттисков при протезировании вкладками, накладками, коронками и мостовидными протезами. Рабочее время (включая смешивание), составляющее 180, 120 и 120 с соответственно, позволяет заполнить оттискным материалом шприц, распределить оттискной материал в оттискной ложке, нанести массу с помощью шприца на препарированный зуб и фиксировать оттискную ложку в полости рта. Время структурирования материала (с начала смешивания) составляет 5,5–6 мин. *Пермадин* высокой и низкой вязкости применяется для получения двухслойных оттисков при протезировании металлическими протезами.

В тубах поставляется паста высокой вязкости *Рамитек* для регистрации окклюзионных взаимоотношений зубных рядов;

— при выпуске в картриджах (48 мл) паст низкой вязкости, например *Пермадин Гарант 2:1*, для смешивания компонентов используют механический ручной пистолет-смеситель *Гарант*;

— при выпуске в картридже (основная паста — 300 мл, катализаторная паста — 66 мл) смешивание паст проводят в специальном настольном электрическом смесителе *Пентамикс*. Работа со смесителем не требует специальных знаний и проводится ассистентом (помощником) врача. Для получения точно дозированного материала гомогенной консистенции без воздушных включений (пузырьков) необходимо после установки картриджа в фиксирующем устройстве прибора и закрепления канюли для смешивания нажать (включить) на кнопку на панели управления. Масса, выдавливаемая из канюли, может наноситься как непосредственно в оттискную ложку, так и в шприц. Канюля выполняет роль заглушки до следующего применения и подлежит замене перед очередным включением смесителя.

Полиэфирные материалы, предназначенные для этого типа смесителя, на упаковке имеют соответствующее обозначение: *Пермадин Пента Х* (паста высокой вязкости), *Пермадин Пента Л* (паста низкой вязкости), *Импрегум Пента* (паста низкой вязкости), *Рамитек Пента* (паста высокой вязкости).

## 2.5. ТЕРМОПЛАСТИЧЕСКИЕ (ОБРАТИМЫЕ) ОТТИСКНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Особенностями этой группы оттисковых материалов являются их размягчение и затвердевание только под воздействием изменения температуры. При нагревании они размягчаются, при охлаждении затвердевают. Эти многокомпонентные системы создаются на основе природных или синтетических смол, наполнителя (см. с. 36), модифицирующих добавок, пластификаторов и красителей.

В качестве термопластических веществ применяются также парафин, стеарин, гуттаперча, пчелиный воск, церезин и др.

Термопластические массы при многократном температурном воздействии могут терять пластичность. Представителем материалов с ограниченной обратимостью является *Стенс*.

Термомассы должны:

- 1) размягчаться при температуре, не вызывающей боли и ожогов тканей полости рта;
- 2) не быть липкими в интервале рабочих температур;
- 3) затвердевать при температуре несколько большей, чем температура полости рта;
- 4) в размягченном состоянии представлять однородную массу;
- 5) легко обрабатываться инструментами.

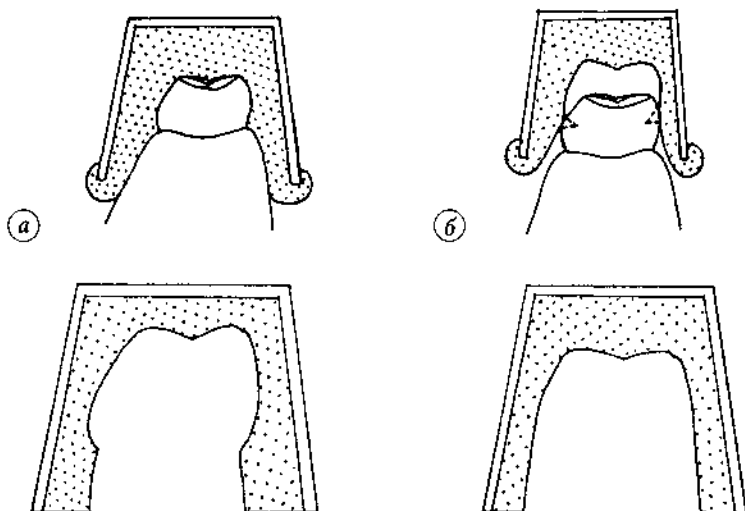


Рис. 13. Схема восстановления формы в эластической оттисковой массе (а) и возникновение оттяжек в зоне поднутрений при использовании термопластических материалов (б)

Из-за отсутствия эластичности материала возникают деформации («оттяжки») тех участков оттиска, которые располагаются в поднутрениях (см. рис. 13). Ввиду этого, а также вследствие высокой плотности термопластические массы не выдерживают конкуренции с резиноподобными материалами (эластомерами). Их основное назначение сегодня — окантовка краев оттисковой ложки, подслаивание защитных пластиночных аппаратов после уранопластики.

- ♦ *Поднутрение* — жаргонное выражение, означающее пространство между стержнем параллелометра, прислоненного к зубу, и поверхностью зуба, начиная от места контакта зуба со стержнем (разделительной линией) и десневым краем.
- ♦ *Параллелометр* — прибор для определения относительной параллельности двух или более зубов. С его помощью на зубах очерчивается разделительная линия, разграничивающая опорную и удерживающую части зуба.

*Стенс* выпускается в виде круглых пластин красных тонов. Состав данного материала (в % от массы):

- канифоль сосновая — 36;
- окись цинка — 3;
- парафин нефтяной — 12,98;
- церезин — 5,5;
- дибутилфталат — 0,5;
- тальк — 42;
- краситель жирорастворимый — 0,02.

Материал размягчается при температуре 45–55° С, приобретая необходимую пластичность, и затвердевает при температуре 35–37° С. Применяется в клинике для получения предварительных оттисков. Для этого из размягченной при температуре 45–55° С в водяной бане пластинки быстро формируют пальцами валик (для нижней челюсти) или диск (для верхней челюсти), распределяют его по поверхности стандартной ложки, вводят в полость рта и получают оттиск, который затем осторожно выводят из полости рта. Повторно применять материал не рекомендуется.

*Масса слепогная термопластическая (МСТ-02)* выпускается в виде пластин темно-изумрудного цвета.

Состав материала (в % от массы):

- пентаэритритовый эфир канифоли — 45;
- глицериновый эфир канифоли — 5;
- парафин — 14,82;
- церезин — 10;
- тальк — 25;
- ванилин — 0,08;
- краситель жирорастворимый — 0,1.

Масса размягчается при температуре 50–60° С, теряет пластичность при температуре 20–25° С в течение трех минут. Рекомендуется для получения функциональных оттисков с беззубых челюстей.

Термомасса *МСТ-03* выпускается в виде зеленых палочек и предназначена для получения отпечатков полостей под вкладки или для снятия оттисков медным кольцом. По аналогии с массами *МСТ-02/03* в США выпускаются масса *Керра* и материал *Икзэкт* (в пластинках, палочках и конусах), в Германии — *Ксантиген* и др.

*Импрэшин Компаунд* (США) — термопластический материал для получения оттисков. Выпускается в виде пластин и брусков. Различные цвета материала соответствуют различным температурам, при которых его используют:

- зеленый — для оформления края индивидуальной ложки/протеза (рабочая температура 50° С);
- серый — для функциональных оттисков вследствие его высокой текучести (рабочая температура 53° С);
- белый — для ортодонтических целей (рабочая температура 56° С);
- черный — для получения оттисков индивидуальными ложками, очень быстро охлаждается, не изменяет формы при выведении (рабочая температура 57° С);
- красный — материал универсального применения (рабочая температура 55° С).

Материал быстро и равномерно становится пластичным при нагревании, обладает высокой текучестью, что обеспечивает достаточное для работы в полости рта время. Он быстро затвердевает, сохраняя при этом полученную форму.

*Купровент* (Югославия) — термопластическая масса выпускается в виде палочек для оформления краев индивидуальной ложки при получении функциональных оттисков.

*Дентипласт* (Чехия) — оттискной материал используется преимущественно для обрамления (окантовки) индивидуальных оттисковых ложек при получении функциональных оттисков при полном отсутствии зубов. Для этого материал, упакованный в полиэтиленовый шприц, предварительно нагревается в теплой воде (до 60° С). При температуре полости рта (37° С) масса оптимально пластична, благодаря чему в деталях отображает рельеф мягких тканей при функциональном оформлении краев оттискной ложки. Выведение оттиска проводится после его охлаждения водой из шприца.

### 3.1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ О МЕТАЛЛАХ, СПЛАВАХ МЕТАЛЛОВ И ИХ СВОЙСТВАХ

- ♦ *Металлами* являются вещества, характеризующиеся в обычных условиях высокими электро- и теплопроводностью, ковкостью, «металлическим» блеском, непрозрачностью и другими свойствами, обусловленными наличием в их кристаллической решетке большого количества не связанных с атомными ядрами подвижных электронов проводимости.

В технике металлы принято делить на черные (железо и сплавы на его основе) и цветные (все остальные).

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.

Особенности атомного строения определяют характер взаимодействия металлов, способность их давать различного рода соединения, в которые входят несколько металлов, металлы с неметаллами и т. д.

При разных температурах некоторые химические элементы имеют 2 и более устойчивых типа кристаллических решеток. Существование одного металла в различных кристаллических формах (модификациях) при разных температурах называется полиморфизмом, или аллотропией, а переход из одного строения в другое — полиморфным (аллотропическим) превращением. Аллотропические формы, получающиеся в результате полиморфного превращения, обычно обозначают начальными буквами греческого алфавита  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$ ,  $\delta$ .

К таким полиморфным металлам относятся, например, кобальт (Co), олово (Sn), марганец (Mn), железо (Fe). В свою очередь изменение строения кристаллической решетки вызывает изменение свойств — механических, химических и магнитных, электропроводности, теплопроводности, теплоемкости и др.



К металлам, которые имеют только один тип кристаллической решетки и называются *изоморфными*, относятся алюминий (Al), медь (Cu), никель (Ni), хром (Cr), ванадий (W) и др.

Наиболее полную информацию о строении и свойствах металлов получают при использовании комплекса методов исследований:

- *структурных* (основаны на непосредственном наблюдении строения металла или сплава: макроскопический анализ, микроскопический анализ и пр.);

- *физических* (основаны на измерении различных физических свойств: тепловых, магнитных и пр.).

Так, например, метод элементного микроанализа изменения поверхности стоматологических сплавов в условиях ротовой полости применяется многими исследователями [Nani H. et al., 1989].

♦ *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.

Структура и свойства чистых металлов (см. табл. 21) существенно отличаются от структуры и свойств сплавов (см. табл. 22), состоящих из двух и более металлов.

По количеству элементов (компонентов сплава) различают двух-, трех- или многокомпонентные сплавы (см. табл. 19, 28, 31, 35, 38, 39, 40 и др.).

Образование новых однородных веществ при взаимном проникновении атомов называют *фазами сплава*.

В расплавленном состоянии все компоненты обычно находятся в атомарном состоянии, образуя неограниченный жидкий однородный раствор, в любой точке которого химический состав статистически одинаков. При затвердевании расплава атомы компонентов укладываются в порядке кристаллической решетки, образуя твердое кристаллическое вещество — сплав.

Существуют *три типа взаимоотношений компонентов сплава*:

- 1) образование *механической смеси*, когда каждый элемент кристаллизуется самостоятельно, при этом свойства сплава будут усредненными свойствами элементов, которые его образуют;

- 2) образование *твердого раствора*, когда атомы компонентов образуют кристаллическую решетку одного из элементов, являющегося растворителем, при этом тип решетки основного металла сохраняется;

- 3) образование *химических соединений*, когда при кристаллизации разнородные атомы могут соединяться в опреде-

ленной пропорции с образованием нового типа решетки, отличающейся от решеток металлов сплава. Образование химического соединения — сложный процесс, при котором создается новое вещество с новыми качествами, а решетка при этом имеет более сложное строение. Соединение теряет основное свойство металла — способность к пластической деформации, становится хрупким.

Соответственно этому, свойства сплавов будут зависеть от того, какие фазы в них образуются: твердые растворы, химические соединения или смеси чистых металлов. Если атомные объемы двух металлов и их температуры плавления резко отличаются, то в жидком состоянии такие элементы обладают, как правило, ограниченной растворимостью.

В то же время неограниченную растворимость, или способность образовывать твердые растворы в любых пропорциях, имеют только металлы с кристаллической решеткой одного типа. Металлы, расположенные недалеко друг от друга в таблице Менделеева ( $\text{Cu}_{29}$  и  $\text{Ni}_{28}$ ;  $\text{Fe}_{26}$  и  $\text{Ni}_{28}$ ;  $\text{Fe}_{26}$  и  $\text{Cr}_{24}$ ;  $\text{Fe}_{26}$  и  $\text{Co}_{27}$ ;  $\text{Co}_{27}$  и  $\text{Ni}_{28}$ ) или расположенные в одной группе ( $\text{As}_{33}$  и  $\text{Sb}_{51}$ ;  $\text{Au}_{79}$  и  $\text{Ag}_{47}$ ;  $\text{Au}_{79}$  и  $\text{Cu}_{29}$ ;  $\text{Bi}_{83}$  и  $\text{Sb}_{51}$ ), имеют неограниченную растворимость.

Таким образом, взаимодействие элементов в сплавах и характер образующейся структуры определяются положением элементов в таблице Менделеева, типом кристаллической решетки, размерами атомов, т. е. физической природой элементов.

*Зависимость свойств от состава сплавов:*

1) в сплавах, имеющих структуру механических смесей, свойства изменяются в основном прямолинейно. Некоторые свойства механических смесей, в первую очередь твердость и прочность, зависят от размеров частиц (от степени дисперсности) — значительно повышаются при измельчении;

2) в сплавах — твердых растворах свойства изменяются по криволинейной зависимости;

3) при образовании химических соединений свойства изменяются скачкообразно.

Многие физические и механические свойства сплавов четко зависят от структуры, однако некоторые технологические свойства, такие как литейные (способность обеспечить хорошее качество отливки) или свариваемость, зависят не столько от структуры, сколько от того, в каких температурных условиях проходило затвердевание сплавов.

Так, например, стоматологические сплавы золота, отлитые в форму и быстро охлажденные в воде, будут иметь вид твердого раствора, отличающегося характерной мягкостью, ковкостью и меньшей прочностью, чем сплавы с упорядоченным расположением атомов [Копейкин В. Н., 1995]. Однако если ту же отливку

охлаждать медленно до комнатной температуры, то твердый раствор, превалирующий при температуре больше  $424^{\circ}\text{C}$ , полностью переходит в фазу  $\text{AuCu}$  путем перераспределения атомов в пространственной кристаллической решетке в более упорядоченную структуру. Это приводит к повышению прочности и твердости при потере ковкости сплава. Сплавы с высоким содержанием золота (выше 88%) не образуют упорядоченной фазы.

Поэтому о зависимости механических и физических свойств однофазных сплавов ( $\alpha$  и  $\beta$ ) говорят следующие положения, известные из курса металловедения:

- твердость, прочность и электросопротивление твердых растворов выше, чем у чистых металлов;

- электропроводность и температурный коэффициент электросопротивления у твердых растворов ниже, чем у чистых металлов;

- электрохимический потенциал при этом изменяется по плавной кривой.

Помимо свойств металлической матрицы, имеющей определенную кристаллическую решетку и тем самым определяющую основные параметры механических свойств, на последние могут оказывать влияние дополнительное легирование такими элементами, как молибден, вольфрам, ниобий, углерод, азот и др. Присутствие их в сплавах даже в небольших количествах значительно повышает прочность, износостойкость, жаропрочность и другие свойства, необходимые при эксплуатации конструкций.

Добавка небольших количеств (0,005%) иридия и рутения превращает грубую зернистую структуру сплавов золота в мелкозернистую, что дает возможность улучшить на 30% прочность на растяжение и предел прочности при удлинении, не влияя при этом на твердость и предел текучести. Особенно эффективно увеличивается прочность при легировании кобальтохромовых сплавов 4–6% молибденом и дополнительно 1–2% ниобия в присутствии 0,3% углерода. В металлических сплавах образуются различные химические соединения как между двумя или несколькими металлами (их называют интерметаллидами), так и между металлом и неметаллом (карбиды, оксиды и т. д.).

Наличие неметаллических включений в структуре сплава ведет к образованию усталости, трещин, внутренних пор и полостей, коррозионному растрескиванию отливок, что приводит в конечном счете к разрушению. Неметаллические включения играют существенную роль в процессе вязкого и усталостного разрушения.

Основу неметаллических включений в сплаве *Виталлиум* составляет марганец и кремний. В кобальтохромовом сплаве (КХС) содержатся включения нитридов титана и силикаты. Приведенные

в *таблице 27* данные свидетельствуют, что у образца, испытывавшего циклическую нагрузку, произошли изменения почти по всем параметрам: значительно уменьшены пределы упругости и текучести, прочности, напряжения, разрушения, относительного удлинения и сужения. Это свидетельствует о тенденции к усталости металла.

В результате циклических напряжений металл «устает», прочность его снижается (*см. табл. 27*) и наступает разрушение образца (протеза). Такое явление называют *усталостью*, а сопротивление усталости — *выносливостью*. Разрушение от усталости происходит всегда внезапно вследствие накопления металлом необратимых изменений, которые приводят к возникновению микроскопических трещин — трещин усталости, возникающих в поверхностных зонах образца. При этом чем больше на поверхности царапин, выбоин и других дефектов, вызывающих концентрацию напряжения, тем быстрее образуются трещины усталости.

В связи с усталостью металла появляются микротрещины на границе неметаллических включений, зерен металла, которые в процессе циклического нагружения увеличивают свои размеры, образуя магистральную трещину, приводящую к разрушению металла.

- ♦ Основной характеристикой, определяемой при испытании на усталость материала, является *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.

Кроме механических испытаний, металлические материалы подвергаются *технологическим испытаниям* (изгиб, перегиб и др.) с целью определения их пригодности к различным технологическим операциям в процессе использования. Приложение к образцу нагрузки при механическом испытании приводит к деформации (*см. с. 11*).

### **3.1.1. Физико-механические свойства металлов и сплавов металлов**

Металлы имеют различные цветовые оттенки почти всего спектра, однако, как правило, для недорогих металлов это серый, голубоватый, синеватый различной степени выраженности и разных комбинаций. Для драгоценных металлов характерны желто-оранжевая гамма и белесовато-серебристый оттенок, эти вещества обладают достаточно высокой плотностью (*см. табл. 21*). Так, плот-

ность золотосодержащих сплавов (см. табл. 30) составляет 15,2–15,5 г/см<sup>3</sup>, плотность кобальтохромовых сплавов (см. табл. 38, 41–42) равна 8,0–8,4 г/см<sup>3</sup>, плотность никелехромовых сплавов (см. табл. 38) — 8,2 г/см<sup>3</sup>. Как уже указывалось, они теплопроводны и электропроводны, а также расширяются и сжимаются соответственно при нагревании и охлаждении.

Температура плавления у металлов (см. табл. 21) широко варьируется. В связи с этим выделяют легкоплавкие металлы с температурой плавления ниже, чем у чистого олова (232° С), а также тугоплавкие металлы, температура плавления которых выше, чем у железа (1535° С). Между этими полюсами расположены средние температуры плавления, свойственные большинству металлов и сплавов. Температура плавления и температура затвердевания чистых металлов всегда постоянны, и пока не исчезнет одна фаза — расплавление твердой части при нагревании или затвердевание жидкой части при охлаждении — температура останется неизменной.

Пластическая деформация (см. с. 11) приводит к изменению физических свойств металла, а именно:

- повышению электросопротивления;
- уменьшению плотности;
- изменению магнитных свойств.

Все внутренние изменения, которые происходят при пластической деформации, вызывают упрочнение металла. Прочностные характеристики (временное сопротивление, предел текучести, твердость) повышаются, а пластические — снижаются.

♦ Упрочнение металла под действием пластической деформации называют *наклепом*.

Нагартованные (имеющие наклеп) металлы более склонны к коррозионному разрушению при эксплуатации. Для полного снятия наклепа металлы подвергаются рекристаллизационному отжигу (см. с. 70).

♦ Рекристаллизация — это процесс возникновения и роста новых недеформированных кристаллических зерен поликристалла за счет других зерен.

Рекристаллизацию применяют на практике для придания материалу наибольшей пластичности. Причем она протекает особенно интенсивно в пластически деформированных материалах при более высоких температурах. Температура рекристаллизации имеет важное практическое значение. Чтобы восстановить структуру и свойства наклепанного (нагартованного) металла (например, при про-

должении штамповки коронки под прессом после наколачивания гильзы на мелотовой модели), его надо нагреть выше температуры рекристаллизации.

- ♦ Совокупность свойств, характеризующих сопротивление металла и сплава действию приложенных к нему внешних механических сил (нагрузок), принято называть *механическими свойствами*.

Силы могут быть приложены в виде *нагрузки*:

- статической (плавно возрастающей);
- динамической (возрастающей резко и с большой скоростью);
- повторно-переменной (многократно прикладываемой, изменяющейся по величине и направлению).

Соответственно этому механические испытания разделяют на:

- статические (растяжение, сжатие, изгиб, кручение, твердость);
- динамические (ударный изгиб);
- усталостные (при повторно-переменном приложении нагрузки);
- высокотемпературные (например, на длительную прочность).

Как правило, все испытания проводят в определенных условиях на образцах заданной формы и размера, по международным и принятым в данной стране стандартам, что обеспечивает сопоставимость полученных результатов и правильную их интерпретацию.

При растяжении или сжатии образец обладает способностью сопротивляться упругим деформациям, что определяет *жесткость* материала — модуль упругости  $E$ . Размерность модуля упругости  $E$  в системе СИ — Паскаль (Па, Н/м<sup>2</sup>) или Мегапаскаль (МПа, Н/мм<sup>2</sup>). Предел упругости указывается следующим образом —  $\sigma_{0,05}$ . В таблицах 23 и 24 представлена теоретическая и реальная прочность некоторых материалов.

Для металлов характерна высокая прочность (см. табл. 21, 22, 26). При этом одни из них могут быть пластичными или упругими (пружинящими), другие, наоборот, хрупкими. Предельная прочность золотых сплавов ниже прочности литых кобальтохромовых сплавов (см. табл. 42). Высокая прочность затрудняет отделку протеза, но противостоит повреждению при его эксплуатации (в первую очередь истиранию).

Из всех механических испытаний *твердость* (см. с. 11) определяется чаще всего, так как метод прост в применении.

Основными методами определения твердости являются методы внедрения в поверхность испытываемого металла стандартных

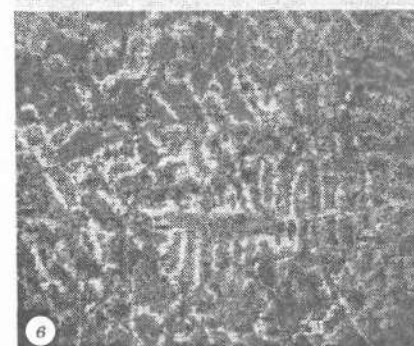
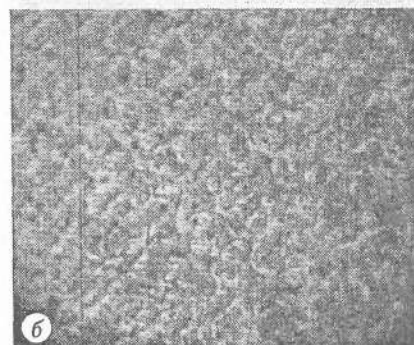
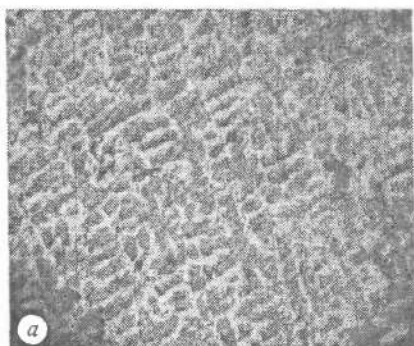


Рис. 14. Изменение кристаллической решетки, межкусталлического пространства и плотности в шлифах кобальтохромового сплава (а) при воздействии электромагнитного поля частотой 140 кГц (б) и 400 кГц (в) (по А. П. Боброву, 2001)

наконечников из твердых недеформирующихся материалов под действием статических нагрузок:

- метод Бринелля (вдавливание стального шарика определенного диаметра);

- метод Роквелла (вдавливание алмазного конуса или стального закаленного шарика диаметром 1,58 мм);

- метод Виккерса (вдавливание четырехгранной алмазной пирамиды с квадратным основанием).

Показателем твердости по Бринеллю является число твердости, обозначаемое HB (H — Hardness, *англ.* — твердость, В — инициал фамилии автора метода — Brinell). Методом Бринелля можно испытывать материалы с твердостью не более HB 450. Твердость по Бринеллю выражается в кгс/мм<sup>2</sup>. Если нагрузка выражена в ньютонах (Н), то число твердости по Бринеллю выражается в МПа. При этом размерность записывается так: HB 320 МПа. Показатель твердости по Бринеллю наглядно продемонстрирован для разных металлов в *таблицах 21, 22.*

Твердость по Роквеллу обозначают HRA, HRB, HRC (в зависимости от применяемой шкалы А, В или С).

Твердость по Виккерсу (HV) имеет такую же размерность, как числа твердости по Бринеллю, т. е. МПа или кгс/мм<sup>2</sup>. Числа твердости

по Виккерсу и Бринеллю для материалов с твердостью до HV 400–450 фактически совпадают (см. табл. 42).

Твердость как характеристика сплава тесно связана с другими его параметрами. Так, например, по мере повышения твердости сплавов золота (см. табл. 33) предел текучести и прочность на растяжение также увеличиваются, а при повышении твердости и прочности удлинение снижается.

Микротвердость сплава металлов (рис. 14) можно изменять в процессе литья воздействием на него электромагнитного поля различной частоты, что позволяет получить сплав с заданными свойствами [Бобров А. П., 2001].

### 3.1.2. Химические свойства металлов и сплавов металлов

К ним относятся *растворимость, окисляемость, коррозионная стойкость.*

Способность металлов растворять различные элементы позволяет при повышенных температурах атомам вещества, окружающего поверхность металла, диффундировать внутрь него, создавая поверхностный слой измененного состава. При этой обработке изменяется не только состав, но и структура поверхностных слоев, а также часто и сердцевина. Такая обработка называется *химико-термической*.

- ♦ *Коррозия* (лат. *corrosio* — разъедание) — разрушение твердых тел, вызванное химическими и электрохимическими процессами, развивающимися на поверхности тела при его взаимодействии с внешней средой.
- ♦ *Коррозионная стойкость* — 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.
- ♦ *Коррозионная усталость* — понижение предела выносливости металла или сплава при одновременном воздействии циклических напряжений и коррозионной среды.

Различают, по крайней мере, 3 формы коррозионного разрушения: равномерную, местную, межкристаллическую.

Равномерная коррозия разрушает металл, мало влияя на его механическую прочность. Она встречается у серебряного припоя (см. табл. 107).



Местная коррозия приводит к разрушению только отдельных участков металла и проявляется в виде пятен и точечных поражений различной глубины. Она возникает в случае неоднородной поверхности, при наличии включений или внутренних напряжений, при грубой структуре металла. Этот вид коррозии снижает механические свойства деталей.

Межкристаллическая коррозия характеризуется разрушением металла по границе зерен (кристаллов). При этом нарушается связь между кристаллами, и агрессивная среда, проникая вглубь, разрушает металл. Ей особенно подвержены нержавеющие стали.

♦ *Кристаллы* (греч. *krystallos*, первоначально — лед) — твердые тела, атомы или молекулы которых образуют упорядоченную периодическую структуру (кристаллическую решетку).

Кристаллы обладают симметрией атомной структуры, соответствующей ей симметрией внешней формы, а также анизотропией физических свойств (т.е. зависимостью свойств от формы и вида кристалла). Кристаллы — равновесное состояние твердых тел: каждому веществу, находящемуся при данных температуре и давлении, в кристаллическом состоянии соответствует определенная атомная структура. При изменении внешних условий структура кристаллов может измениться.

Химическая коррозия — взаимодействие металла с агрессивными средами, не проводящими электрического тока. Так, сильное нагревание железа в присутствии кислорода воздуха сопровождается образованием оксидов (окалины). Образующаяся окисная пленка может защищать металл от диффузии в него агрессивного агента.

В условиях полости рта металлы находятся во влажной среде ротовой жидкости. Последняя, являясь электролитом, создает условия для электрохимической коррозии металлических пломб, вкладок и других металлических протезов.

### **3.1.3. Технологические свойства металлов и сплавов металлов**

Металлы в расплавленном состоянии обладают *текугестью*; используя это свойство, можно отливать детали по заданной форме. Дальнейшее повышение температуры расплавленного металла резко повышает его текучесть, так как при этом уменьшается вязкость. Однако увеличивать температуру более чем на 100–150° С

выше точки плавления не рекомендуется, так как при этом усиливается поглощение газов и в отливке образуются газовые раковины.

Расплав по существу является однородным веществом. Однако при затвердевании однородность состава нарушается.

- ♦ Возникновение неоднородности при затвердевании сплава в результате ряда причин называется *ликвацией*.

Основным фактором, приводящим к ликвации, является скорость охлаждения сплава. В результате ликвации свойства отливки в разных местах могут получаться различными. Основным способом борьбы с этим явлением в сплавах типа твердых растворов является быстрое охлаждение. При затвердевании металла внутри отливки иногда образуются пустоты, называемые *усадочными раковинами*. Образование их является следствием уменьшения объема затвердевающего металла. Основная усадка происходит в период образования кристаллической решетки, т. е. в период затвердевания.

Наибольшее практическое значение имеет усадка, получающаяся во время перехода металла из жидкого состояния в твердое: во-первых, потому, что усадка металлов в этот момент является наибольшей частью общей усадки, и во-вторых, потому, что усадочные раковины являются следствием именно этого вида усадки.

Отлитый в форму жидкий металл начинает затвердевать с наружных слоев, и некоторое время поверхность отливки представляет собой твердую корку, под которой содержится еще жидкий металл. Жидкий металл, затвердевая, уменьшается в объеме и не заполняет целиком всего пространства, окруженного твердой оболочкой металла, застывшего в первую очередь, и таким образом появляются пустоты. Иногда вместо видимых усадочных раковин в отливках возникают внутренние напряжения, особенно в местах, где имеются резкие переходы от тонких частей отливок к более толстым, когда металл в тонких частях кристаллизуется (затвердевает) раньше.

- ♦ *Внутреннее напряжение* — внутренние силы, возникающие в деформируемом теле под влиянием внешних механических или температурных воздействий.

Возникающие напряжения могут снизить прочность отливки или даже нарушить ее целостность. Это необходимо учитывать при одновременной отливке тонких деталей дуговых (бюгельных) протезов вместе с более массивными литыми частями каркаса.

Для предотвращения образования усадочных раковин создается избыток металла вне пределов отливки, чаще всего в области конуса, через который металл попадает в форму.

При пластическом деформировании нагретого выше температуры кристаллизации металла упрочнение и наклеп металла если и произойдут, то будут медленно сниматься. Такая обработка, при которой нет упрочнения (наклепа), называется горячей.

Обработка металла давлением (пластическая деформация) ниже температуры кристаллизации вызывает наклеп и называется холодной.

Пластическая деформация (см. с. 11) вызывает структурно неустойчивое состояние металла. При этом к процессам, которые приводят пластически деформированный металл в более устойчивое состояние, относится снятие искажений кристаллической решетки путем нагревания. Данный процесс не требует высокой температуры, так как при этом происходит незначительное перемещение атомов. Уже небольшой нагрев (для нержавеющей стали — 400–500° С) снимает искажение решетки, уменьшает внутренние напряжения.

В последнее время все большее применение получает обработка, при которой в едином технологическом процессе сочетаются деформация и структурные превращения. Деформация должна не только придать изделию внешнюю форму, но и создать наклеп. Термической обработке подвергается именно наклепанный металл. Эта обработка получила название термомеханической, или термопластической.

К основным видам термической обработки сплавов металлов — отжигу, закалке и отпуску металлов — в ряде специальной литературы относят обжиг, что не совсем правильно.

- ♦ **Обжиг** — нагрев и выдержка при высокой температуре (в обжигových печах) различных материалов для придания им необходимых свойств или удаления примесей (например, обжиг руды, глины, огнеупоров, керамики).
- ♦ **Отжиг** — термическая обработка материалов (например, металлов, полупроводников, стекол), заключающаяся в нагреве до определенной температуры, выдержке и медленном охлаждении. Цель — улучшение структуры и обрабатываемости, снятие внутренних напряжений и т. д.
- ♦ **Закалка** — термическая обработка материалов, заключающаяся в нагреве и последующем быстром охлаждении с целью фиксации высокотемпературного состояния материала или предотвращения (подавления) нежелательных процессов, происходящих при медленном охлаждении.

- ♦ *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.

Таким образом, к основным видам термической обработки (отжиг, закалка, отпуск) могут быть добавлены еще два ее сложных вида — химико-термическая и термомеханическая.

Ряд металлов, обладающих малым сопротивлением внешней деформирующей силе и пластичностью, можно подвергать *прокатке, волочению, штамповке, ковке*. Кроме того, многие металлы можно *резать, сваривать, паять* (см. гл. 10).

### 3.2. ХАРАКТЕРИСТИКА СПЛАВОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

В настоящее время в стоматологии используется свыше 500 сплавов.

Международными стандартами (ISO, 1989) все сплавы металлов разделены на группы:

1. Сплавы благородных металлов на основе золота.
2. Сплавы благородных металлов, содержащих 25–50% золота или платины или других драгоценных металлов\*.
3. Сплавы неблагородных металлов.
4. Сплавы для металлокерамических конструкций:
  - а) с высоким содержанием золота (> 75%);
  - б) с высоким содержанием благородных металлов (золота и платины или золота и палладия — > 75%);
  - в) на основе палладия (более 50%);
  - г) на основе неблагородных металлов:
    - кобальта (+ хром > 25%, молибден > 2%);
    - никеля (+ хром > 11%, молибден > 2%).

Более упрощенно выглядит классическое подразделение на благородные и неблагородные сплавы.

---

\* В специальной литературе до последнего времени встречается лексическая подмена двух терминов — благородный металл и драгоценный металл, которые не являются синонимами: драгоценный указывает на стоимость металла, а благородный — относится к его химическим свойствам. Поэтому элементы золото и платина являются как благородными, так и драгоценными, палладий — благородный, но намного дешевле. Серебро завоевало место в классификации драгоценных металлов, но не является благородным металлом. (Прим. ред.)

Кроме того, применяемые в ортопедической стоматологии сплавы можно классифицировать по другим признакам:

- по назначению (для съемных, металлокерамических, металлополимерных протезов);
- по количеству компонентов сплава;
- по физической природе компонентов сплава;
- по температуре плавления;
- по технологии переработки и т. д.

Обобщая изложенное выше о металлах и сплавах металлов, нужно еще раз подчеркнуть основные *общие требования, предъявляемые к сплавам металлов, применяемым в клинике ортопедической стоматологии*:

- 1) биологическая индифферентность и антикоррозионная стойкость к воздействию кислот и щелочей в небольших концентрациях;
- 2) высокие механические свойства (пластичность, упругость, твердость, высокое сопротивление износу и др.);
- 3) наличие набора определенных физических (невысокой температуры плавления, минимальной усадки, небольшой плотности и т. д.) и технологических (ковкости, текучести при литье и др.) свойств, обусловленных конкретным назначением.

Металлический каркас — это основа зубного протеза, которая должна полностью противостоять жевательным нагрузкам. Кроме того, он должен перераспределять и дозировать нагрузку, обладать определенными деформационными свойствами и не менять своих первоначальных свойств в течение длительного времени функционирования зубного протеза. То есть, кроме общих требований, к сплавам предъявляются и специфические требования.

Если сплав металлов предназначен для облицовывания керамической (см. гл. 4), он должен отвечать следующим специфическим требованиям:

- 1) быть способным к сцеплению с фарфором (см. табл. 31);
- 2) температура плавления сплава должна быть выше температуры обжига фарфора;
- 3) коэффициенты термического расширения (КТР) сплава и фарфора должны быть сходными.

Особенно важно соответствие коэффициентов термического расширения двух материалов, что предупреждает возникновение силовых напряжений в фарфоре, которые могут привести к отколу или трещине покрытия. В среднем коэффициент термического расширения у всех типов сплавов, которые используются для облицовывания керамикой (см. с. 100), колеблется от  $13,8 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  до  $14,8 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ .

Коэффициент термического расширения керамической массы можно менять, вводя определенные добавки. Так, фирма «Дент-сплай» (США) запатентовала методику введения лейцита в керамическую массу, которая позволяет изменять коэффициент термического расширения от  $12,5 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  до  $16 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ .

Сочетание высоких прочностных свойств литого металлического каркаса зубного протеза и внешнего вида облицовки (см. с. 101), достаточно точно имитирующей внешний вид натуральных зубов, позволяет создать эффективные и эстетичные зубные протезы.

Как указывалось выше, применяющиеся в ортопедической стоматологии сплавы делятся на две основные группы — благородные и неблагородные.

*Сплавы на основе благородных металлов* подразделяются на:

- золотые;
- золото-палладиевые;
- серебряно-палладиевые.

Сплавы металлов благородных групп имеют лучшие литейные свойства и коррозионную стойкость, однако по прочности уступают сплавам неблагородных металлов.

*Сплавы на основе неблагородных металлов* включают:

- хромоникелевую (нержавеющую) сталь;
- кобальтохромовый сплав;
- никелехромовый сплав;
- кобальтохромомолибденовый сплав;
- сплавы титана;
- вспомогательные сплавы алюминия и бронзы для временного пользования. Кроме того, применяется сплав на основе свинца и олова, отличающийся легкоплавкостью (см. гл. 8).

### **3.2.1. Сплавы золота, платины и палладия**

Указанные сплавы обладают хорошими технологическими свойствами, устойчивы к коррозии, прочны, токсикологически инертны. К ним реже, чем к другим металлам, проявляется идиосинкразия (см. гл. 14).

Чистое золото — мягкий металл. Для повышения упругости и твердости в его состав добавляются так называемые лигатурные металлы — медь, серебро, платина.

Сплавы золота различаются по проценту его содержания. Чистое золото в метрической пробирной системе обозначается 1000-й пробой. В России до 1927 г. существовала золотниковая пробирная система. Высшая проба в ней соответствовала 96 золотникам.

Известна также английская каратная система, в которой высшей пробой являются 24 карата (см. табл. 29).

*Сплав золота 900-й пробы* используется при протезировании коронками и мостовидными протезами. Выпускается в виде дисков диаметром 18, 20, 23, 25 мм и блоков по 5 г. Содержит 90% золота, 6% меди и 4% серебра. Температура плавления равна 1063° С. Обладает пластичностью и вязкостью, легко поддается штамповке, вальцеванию, ковке, а также литью.

*Сплав золота 750-й пробы* применяется для каркасов дуговых (бюгельных) протезов, кламмеров, вкладок. Содержит 75% золота, по 8% меди и серебра, 9% платины. Обладает высокой упругостью и малой усадкой при литье. Эти качества приобретаются за счет добавления платины и увеличения количества меди. Сплав золота 750-й пробы служит припоем (см. с. 267), когда в него добавляется 5–12% кадмия (см. табл. 106). Последний снижает температуру плавления припоя до 800° С. Это дает возможность расплавлять его, не оплавляя основные детали протеза. Отбелом (см. с. 264) для золота служит соляная кислота (10–15%).

*Супер-ТЗ* — это «твердое золото», термически упрочняемый износостойкий сплав, который содержит 75% золота и имеет красивый желтый цвет. Он универсален и технологичен — может использоваться для штампованных и литых стоматологических конструкций: коронок и мостовидных протезов. Основные характеристики сплава представлены в таблице 30. Из данного вида сплава делают также золотые иглы для акупунктуры.

Впервые в России начат выпуск *золото-палладиевого сплава* для металлокерамических зубных протезов *Супернал*. Состав сплава (60% палладия, 10% золота) защищен российским патентом, соответствует международным стандартам и обладает хорошими свойствами (см. табл. 37).

За рубежом для нужд ортопедической стоматологии производятся сплавы драгоценных металлов с различным содержанием золота и драгоценных металлов (см. табл. 32), которые в связи с этим имеют разные механические свойства (см. табл. 33).

Югославы рекомендуют для несъемных протезов использовать *М-Паладор* — сплав золота, палладия и серебра. Он устойчив к воздействию химических элементов, не вступает в химические реакции в полости рта, не содержит в своем составе никель, бериллий и кадмий. Температура плавления составляет 1090° С, плотность — 11,5 г/см<sup>3</sup>.

В Швейцарии разработан сверхтвердый сплав *V-Классик* с высоким содержанием золота. Он не содержит галлия, кобальта, хрома, никеля и бериллия. Доля благородных металлов в сплаве не превышает 2%. Он предназначен прежде всего для металлокерами-

ческих протезов. В связи с хорошим коэффициентом термического расширения он совместим с такими керамическими массами, как Биодент, Керамико, Дуцерам, Вита, Вивадент и др.

Разработаны надежные *сверхтвердые золотопалладиевые сплавы Стабилор-G и Стабилор-GL* (США) для коронок и мостовидных протезов с уменьшенным содержанием золота. Они стабильны в полости рта, имеют высокую прочность и легко обрабатываются, в том числе и в аппарате для электролитической полировки (см. гл. 10).

*Альтернативой сплавов благородных металлов* для литых коронок и мостовидных протезов, в которых доля золота составляет 60%, является не содержащий бериллия и никеля сплав неблагородных металлов *Санбёрст* (США). Этот сплав, кроме хороших литейных свойств, полностью соответствует цвету и физическим свойствам 60% сплава золота.

Известен также сплав неблагородных металлов *Комэнд* (США) для создания каркасов металлокерамических протезов. Этот сплав с жесткостью по Виккерсу 220 обладает хорошими литейными свойствами и после полирования приобретает светло-серый цвет.

### 3.2.2. Сплавы серебра и палладия

Кроме серебра и палладия, сплавы содержат небольшие количества легирующих элементов (цинк, медь), а для улучшения литейных качеств в сплав добавляют золото.

По физико-механическим свойствам (см. табл. 34) они напоминают сплавы золота, но уступают им по коррозионной стойкости и темнеют в полости рта, особенно при кислой реакции слюны. Эти сплавы пластичные, ковкие. Применяются при протезировании вкладками, коронками и мостовидными протезами.

Паяние серебряно-палладиевых сплавов проводится золотым припоем (см. табл. 106). Отбелом служит 10–15% раствор соляной кислоты.

*Сплав ПД-250* содержит 24,5% палладия, 72,1% серебра. Выпускается в виде дисков диаметром 18, 20, 23, 25 мм и полос толщиной 0,3 мм.

*Сплав ПД-190* включает 18,5% палладия, 78% серебра. Выпускается в виде дисков толщиной 1 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 и 84,1% серебра, а сплав *ПД-140* — соответственно 13,5 и 53,9%.

В США из эластичного сплава серебра и олова освоен выпуск



стандартных временных коронок *Изо-Форм* для защиты моляров и премоляров после их препарирования. Такие коронки не только легко поддаются обработке, но также легко растягиваются и изменяют свою форму при сохранении прочности.

### 3.2.3. Нержавеющая сталь

Все сплавы железа с углеродом, которые в результате первичной кристаллизации в равновесных условиях приобретают аустенитную (однофазную) структуру, называют сталями. Широкое распространение в промышленности и в быту имеет сталь марки Х18Н9. Для изготовления зубных протезов применяются две марки нержавеющей стали – 20Х18Н9Т и 25Х18Н102С. Состав и свойства этих сталей представлены в *таблице 40*.

По международным стандартам (ISO) сплавы, содержащие более 1% никеля, признаны токсичными. Известно, что большинство специальных стоматологических сплавов и нержавеющей сталей содержат более 1% никеля. Так, литейный сплав КХС содержит 3–4% никеля, *Вирон* (фирма «Бего», Германия) – около 30%, *Бюгодент* – 4%, нержавеющей стали – до 10%.

Примером современного безникелевого сплава может служить *Херанеум* SE и EH фирмы «Хереус Кульцер» (Германия). В настоящее время сотрудниками ММСИ [Марков Б. П. и др., 1998] и РАН в эксперименте разработана безникелевая азотсодержащая сталь РС-1 для литых мостовидных и дуговых (бюгельных) протезов.

Марганец, входящий в состав стали, позволяет повысить прочность, улучшить показатели жидкотекучести. Сталь содержит 0,2% азота, который повышает коррозионную стойкость, твердость (HV 210), стабилизирует аустенит и обеспечивает большой потенциал деформационного упрочнения.

Азот в твердом растворе улучшает свойства, компенсирует отсутствие никеля, повышает токсикологические свойства. Присутствие азота значительно улучшает характеристики упругости, что обеспечивает стабильность сохранения формы в тонких ажурных конструкциях.

Сталь дает малую усадку (менее 2%), что также обеспечивает точность и качество отливок. Хром является основным легирующим элементом коррозионностойкой стали, а также растворителем азота и в сочетании с марганцем обеспечивает его необходимую концентрацию в стали [Марков Б. П. и др., 1998].

Температура плавления нержавеющей стали составляет 1460–1500° С. Для паяния стали используется серебряный припой (*см. табл. 107*).

Из нержавеющей стали 20Х18Н9Т фабричным способом изготавливаются:

- стандартные гильзы, идущие на производство штампованных коронок двенадцати вариантов:  $7 \times 12$  (диаметр-высота);  $8 \times 12$ ;  $9 \times 11$ ;  $10 \times 11$ ;  $11 \times 11$ ;  $12 \times 10$ ;  $12,5 \times 10$ ;  $13,5 \times 10$ ;  $14,5 \times 9$ ;  $15,5 \times 9$ ;  $16 \times 9$ ;  $17 \times 10$  мм;

- кламмеры из проволоки круглого сечения (для фиксации частичных съемных пластиночных зубных протезов в полости рта) следующих основных размеров:  $1 \times 25$  (диаметр-длина);  $1 \times 32$ ;  $1,2 \times 25$ ;  $1,2 \times 32$  мм;

- эластичные нержавеющие матрицы для контурных пломб ЭН следующих размеров:  $35 \times 6 \times 0,06$  мм;  $35 \times 7,5 \times 0,06$  мм и  $35 \times 8 \times 0,06$  мм, а также полоски ( $50 \times 7 \times 0,06$  мм) металлические сепарационные, которые изготавливаются методом холодной штамповки из стальной нержавеющей термообработанной ленты, легко гнутся и не ломаются при изгибе до  $120^\circ$  С.

Из нержавеющей стали 25Х18Н102С фабричным способом готовят:

- зубы стальные (боковые верхние и нижние) для паяных несъемных зубных протезов;

- каркасы стальные для мостовидных протезов с последующей их облицовкой полимером.

Кроме того, из этой стали делают проволоку диаметром от 0,6 до 2,0 мм.

В США выпускаются стандартные коронки из нержавеющей стали для постоянных моляров (рис. 15). Существует 6 размеров коронок (от 10,7 до 12,8 мм с шагом 0,4 мм). Набор содержит 24 или 96 коронок.

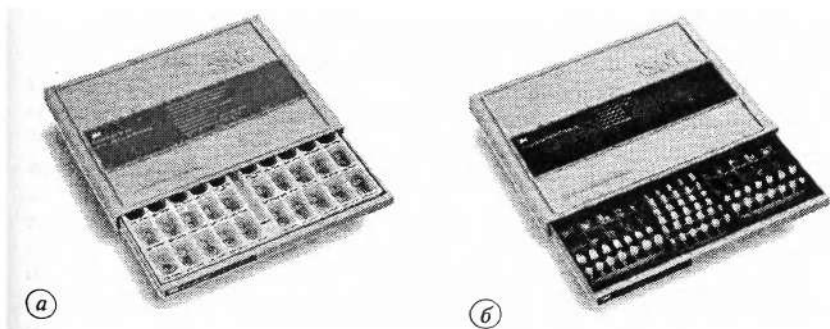


Рис. 15. Наборы стандартных коронок из нержавеющей стали (а) и поликарбоната (б)

### 3.2.4. Кобальтохромовые сплавы

Основу кобальтохромового сплава (КХС) составляет кобальт (66–67%), обладающий высокими механическими качествами, а также хром (26–30%), вводимый для придания сплаву твердости и повышения антикоррозийной стойкости. При содержании хрома свыше 30% в сплаве образуется хрупкая фаза, что ухудшает механические свойства и литейные качества сплава. Никель (3–5%) повышает пластичность, вязкость, ковкость сплава, улучшая тем самым его технологические свойства.

Согласно требованиям международного стандарта, содержание хрома, кобальта и никеля в сплавах должно быть в сумме не менее 85%. Эти элементы образуют основную фазу — матрицу сплава.

Молибден (4–5,5%) имеет большое значение для повышения прочности сплава за счет придания ему мелкозернистости. Марганец (0,5%) увеличивает прочность, качество литья, понижает температуру плавления, способствует удалению токсичных сернистых соединений из сплава.

Многие фирмы США осуществляют легирование бериллием и галлием (2%), но из-за их токсичности в Европе не производят сплавов данных металлов [Скоков А. Д., 1998].

- ♦ *Легирование* (нем. — *legieren*, лат. *ligare* — связывать, соединять) — введение в металл или в металлический сплав другого элемента для улучшения физических, химических или физико-химических свойств основного металла. Например, введение в сталь хрома, вольфрама, ванадия, молибдена и т. п. (легированная сталь).
- ♦ *Лигатура* (лат. *ligatura*, *ligare* — связывать) — 1) вспомогательные сплавы, добавляемые в плавильных печах к основному сплаву (металлу) при его раскислении или при введении в него лигирующих компонентов; 2) металлы, вводимые в состав сплавов благородных металлов (например, медь или серебро в сплаве с золотом) для придания сплаву большей твердости.

Присутствие углерода в кобальтохромовых сплавах снижает температуру плавления и улучшает жидкотекучесть сплава. Подобным действием обладают кремний и азот, в то же время увеличение кремния свыше 1% и азота более 0,1% ухудшает пластичность сплава.

При высокой температуре обжига керамических масс может произойти выделение углерода из сплава, который, внедряясь в керамику, влечет за собой появление в последней пузырей, что приводит к ослаблению металлокерамической связи.

В настоящее время безуглеродистые отечественные кобальтохромовые сплавы *КХ-Дент* и *Целлит-К*, подобные классическому

сплаву *Виталлиум*, находят широкое применение при протезировании металлокерамическими протезами. Состав и свойства этих сплавов приведены в *таблице 42*.

Температура плавления КХС составляет 1458° С. Механическая вязкость сплавов хрома и кобальта в 2 раза выше таковой у сплавов золота. Минимальная величина предела прочности при растяжении, допускаемая спецификацией, составляет 61,7 кН/см<sup>2</sup> (6300 кгс/см<sup>2</sup>). Благодаря хорошим литейным и антикоррозионным свойствам сплав используется не только в ортопедической стоматологии для каркасов литых коронок, мостовидных и дуговых (бюгельных) протезов, съемных протезов с литыми базисами, но и в челюстно-лицевой хирургии при проведении остеосинтеза.

Сплав КХС выпускается в виде цилиндрических заготовок. Опыт его применения дал определенные положительные результаты и позволил начать работы по его совершенствованию. Недавно разработаны и внедрены в серийное производство новые сплавы, в том числе и для цельнолитых несъемных протезов.

Выпуск сплава на основе кобальта — *Целлит-К* (осн. — Со; 24% Сг; 5% Мо; С, Si, V, Nb) — освоен на Украине.

АО «Суперметалл» (Россия) все выпускаемые сплавы металлов для ортопедической стоматологии делит на четыре основные группы:

- 1) сплавы для литых съемных протезов — *Бюгодент*;
- 2) сплавы для металлокерамических протезов — *КХ-Дент*;
- 3) никелехромовые сплавы для металлокерамических протезов — *НХ-Дент*;
- 4) железоникелехромовые сплавы для зубных протезов — *Дентан*.

Свойства данных сплавов приведены в *таблице 42*.

*Бюгодент CCS vac (мягкий)* тождественен основному химическому составу отечественного сплава КХС (63% кобальта, 28% хрома, 5% молибдена). В отличие от КХС выплавляется на чистых шихтовых материалах в высоком вакууме с узкими пределами отклонений составляющих компонентов.

*Бюгодент CCN vac (нормальный)* содержит 65% кобальта, 28% хрома и 5% молибдена, а также повышенное содержание углерода и не имеет в своем составе никеля. Полностью соответствует медицинским стандартам европейских стран. Прочностные параметры высокие.

Основу сплава *Бюгодент CCH vac (твердый)* составляют 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.

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

В состав сплава *Бюгодент ССЛ вас (жидкий)*, кроме кобальта (65%), хрома (28%) и молибдена (5%), введен бор и кремний. Этот сплав обладает высокой жидкотекучестью, сбалансированными свойствами, которые значительно превышают требования немецкого стандарта DIN 13912. Соответствует медицинским стандартам европейских стран.

*Сплавы КХ-Дент* предназначены для литых металлических каркасов с фарфоровыми облицовками (см. с. 101). Окисная пленка, образующаяся на поверхности сплавов, позволяет наносить керамические или ситалловые покрытия с коэффициентом термического расширения (в интервале температур 25–500°С)  $13,5\text{--}14,2 \times 10^{-6}$ .

*КХ-Дент СN вас (нормальный)* содержит 67% кобальта, 27% хрома и 4,5% молибдена. Химический состав модификации *CN вас* близок к составу модификации *ССС*, но не содержит углерода и никеля. Это существенно улучшает его пластические характеристики и снижает твердость. Полностью соответствует медицинским стандартам европейских стран.

*Сплав КХ-Дент СВ вас (Bondy)* имеет следующий состав: 66,5% кобальта, 27% хрома, 5% молибдена. Сплав обладает хорошим сочетанием литейных и механических свойств. Аналог сплава *Бондиллой* (Германия).

*Стомикс* — стойкий к коррозии кобальтохромовый сплав, предназначенный для каркасов дуговых (бюгельных) протезов и для облицовки керамикой. Сплав обладает хорошими литейными свойствами (повышенной жидкотекучестью, минимальной усадкой), хорошо обрабатывается стоматологическими абразивами, технологичен на всех этапах протезирования.

*Стомикс* имеет стабильную окисную пленку и термический коэффициент линейного расширения  $14,2 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  в интервале температур 25–500°С, близкий к таковому у фарфоровых масс, что обеспечивает надежное соединение сплава с фарфоровыми массами. Рассматриваемый сплав имеет достаточную прочность (предел прочности  $\geq 700 \text{ Н/мм}^2$ ; предел текучести  $\geq 500 \text{ Н/мм}^2$ ), что исключает его деформацию и дает возможность создавать более тонкие, ажурные каркасы протезов.

### 3.2.5. Никелехромовые сплавы

Никелехромовые сплавы, в отличие от хромоникелевых сталей, не содержащие углерода, широко применяются в технологии металлокерамических зубных протезов. К его основным элементам относятся никель (60–65%), хром (23–26%), молибден (6–11%) и кремний (1,5–2%). Сплавы имеют хорошие литейные свойства — малую усадку (см. с. 34) и хорошую жидкотекучесть (см. с. 11). Очень податливы в механической обработке. Сплавы на основе железа, никеля и хрома используются для литых одиночных коронок, литых коронок с пластмассовой облицовкой. Наиболее популярным из этих сплавов является *Вирон-88* (Германия).

Не содержащие бериллия и галлия сплавы *НХ-Дент* на никелехромовой основе для качественных металлокерамических коронок и небольших мостовидных протезов обладают высокой твердостью и прочностью. Каркасы протезов из них 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 использовать до 30% литников повторно в новых плавках.

Основные компоненты сплава *НХ-Дент NS vac (мягкий)* — никель (62%), хром (25%) и молибден (10%). Он обладает высокой стабильностью формы и минимальной усадкой, что позволяет производить отливку мостовидных протезов большой протяженности в один прием. Является аналогом сплава *Вирон-88* (Германия).

Модификация сплава *НХ-Дент NS vac* имеет торговое название *НХ-Дент NL vac (жидкий)* и содержит 61% никеля, 25% хрома и 9,5% молибдена. Этот сплав обладает хорошими литейными свойствами, позволяющими получать отливки с тонкими, ажурными стенками.

Современные сплавы типа *Дентан* разработаны взамен литейных нержавеющей сталей *12Х18Н9С* и *20Х18Н9С2*. Эти сплавы обладают существенно более высокой пластичностью (см. с. 11) и коррозионной стойкостью (см. с. 67) за счет того, что в их составе почти в 3 раза больше никеля и на 5% больше хрома. Хорошо известна роль оксидной пленки, обуславливающей химическую связь между металлом и керамикой. Однако для некоторых никелехромовых 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 пони-

жению его коэффициента термического расширения, что может явиться причиной откалывания керамики от металла.

Сплав *Дентан D* содержит 52% железа, 21% никеля, 23% хрома. Он обладает высокой пластичностью и коррозионной устойчивостью и имеет хорошие литейные свойства – небольшую усадку и хорошую жидкотекучесть.

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

Кроме того, известен *Комохром* (Югославия) – сплав кобальта, хрома и молибдена для каркасов съемных зубных протезов. Этот сплав не содержит никель и бериллий, обладает хорошими физико-химическими свойствами. Температура плавления его составляет 1535° С, плотность сплава достигает 8,26 г/см<sup>3</sup>.

Хорошими технологическими свойствами характеризуется сплав из благородных металлов *Гуд Фит*. Материал не провоцирует электрохимические нарушения в полости рта.

### 3.2.6. Сплавы титана

Сплавы титана обладают высокими технологическими и физико-механическими свойствами, а также токсикологической инертностью.

В зарубежной специальной литературе существует точка зрения, по которой титан и его сплавы выступают альтернативой золоту. При контакте с воздухом титан образует тонкий инертный слой оксида. К его другим достоинствам относятся низкая теплопроводность и способность соединяться с композиционными цементами и фарфором. Недостатком является трудность получения отливки (чистый титан плавится при 1668° С и легко реагирует с традиционными формовочными массами и кислородом). Следовательно, он должен отливаться и спаиваться в специальных приборах в бескислородной среде.

Разрабатываются сплавы титана с никелем, которые можно отливать традиционным методом (такой сплав выделяет очень мало ионов никеля и хорошо соединяется с фарфором). Новые методы создания несъемных протезов (в первую очередь коронок и мостовидных протезов) по технологии CAD/CAM (компьютерное моделирование/компьютерное фрезерование) сразу устраняют все проблемы литья.

Съемные зубные протезы с тонколистовыми титановыми бази-

сами толщиной 0,3–0,7 мм имеют следующие основные преимущества перед протезами с базисами из других материалов:

- абсолютную инертность к тканям полости рта, что полностью исключает возможность аллергической реакции на никель и хром, входящие в состав металлических базисов из других сплавов;
- полное отсутствие токсического, термоизолирующего и аллергического воздействия, свойственного пластмассовым базисам;
- малую толщину и массу при достаточной жесткости базиса благодаря высокой удельной прочности титана;
- высокую точность воспроизведения мельчайших деталей рельефа протезного ложа, недостижимую для пластмассовых и литых базисов из других металлов;
- существенное облегчение в привыкании пациента к протезу;
- сохранение хорошей дикции и восприятия вкуса пищи.

Титан марки *BT-100* листовой используется для штампованных коронок (толщина 0,14–0,28 мм), штампованных базисов (0,35–0,4 мм) съемных протезов, каркасов титанокерамических протезов [Рогожников Г. И. и др., 1991, 1999; Е. В. Суворина, 2001], имплантатов различных конструкций (рис. 16). Для имплантации применяется также титан *BT-6*.

Для создания литых коронок, мостовидных протезов, каркасов дуговых (бюгельных), шинирующих протезов, литых металлических базисов применяется литьевой титан *BT-5Л*. Температура плавления титанового сплава составляет 1640° С.

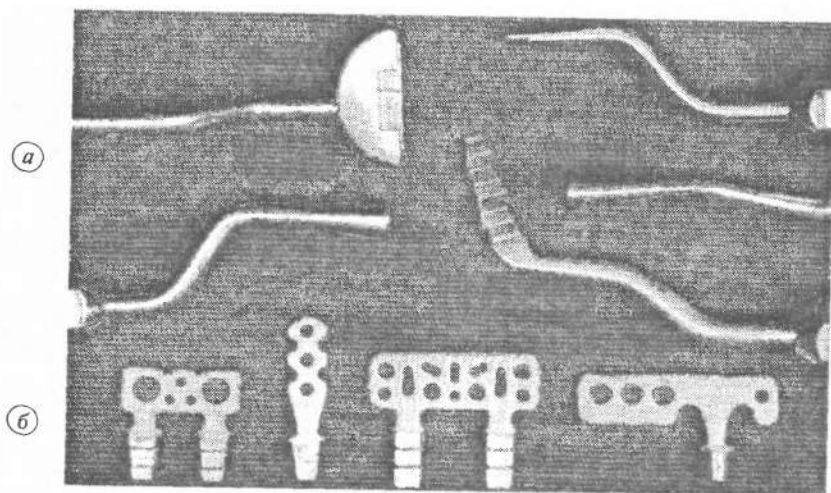


Рис. 16. Изделия из титана:

*а* – инструменты для имплантации; *б* – дентальные имплантаты



Применение в стоматологии получили *пористый титан*, а также *никелид титана*, обладающий памятью формы в качестве материалов для имплантатов [Миргазизов М. З. и др., 1991].

Был период, когда в стоматологии получило распространение покрытие металлических протезов нитридом титана, придающее золотистый оттенок стали и КХС и изолирующее, по мнению авторов метода, линию паяния. Однако эта методика не получила широкого применения по следующим причинам [Гаврилов Е. И., 1987]:

1) покрытие нитрид-титаном несъемных протезов базируется на старой технологии, т. е. штамповке и пайке;

2) при применении протезов с нитрид-титановым покрытием используется старая технология протезов; таким образом, квалификация стоматологов-ортопедов не повышается, а остается на уровне 1950-х годов;

3) протезы с нитрид-титановым покрытием неэстетичны и рассчитаны на дурной вкус некоторой части населения. Наша задача — не подчеркивать дефект зубного ряда, а скрывать его. И с этой точки зрения данные протезы неприемлемы. Золотые сплавы тоже имеют недостатки эстетического характера. Но приверженность ортопедов-стоматологов к золотым сплавам объясняется не их цветом, а технологичностью и большой устойчивостью к воздействию ротовой жидкости;

4) клинические наблюдения показали, что нитрид-титановое покрытие слущивается, иначе говоря, это покрытие имеет ту же судьбу, что и другие биметаллы;

5) следует иметь в виду, что интеллектуальный уровень наших пациентов значительно возрос, а вместе с этим повысились требования к внешнему виду протеза. Это идет вразрез с попытками некоторых ортопедов найти суррогат золотого сплава;

6) причины появления предложения — покрытие несъемных протезов нитрид-титаном — заключаются, с одной стороны, в отсталости материально-технической базы ортопедической стоматологии, а с другой, — в недостаточном уровне профессиональной культуры некоторых врачей-стоматологов.

К этому можно добавить большое количество токсико-аллергических реакций организма пациентов на нитрид-титановое покрытие несъемных протезов.

### КЕРАМИКА

### (СТОМАТОЛОГИЧЕСКИЙ ФАРФОР, СИТАЛЛЫ)

- ♦ *Керамика* (греч. *keramike* — гончарное искусство, от *keramos* — глина) — изделия и материалы, полученные спеканием глины и их смесей с минеральными добавками, а также оксидов и других неорганических соединений. К керамике стоматологического значения относятся фарфор и ситаллы.
- ♦ *Фарфор* — керамический продукт, получаемый в результате обжига фарфоровой массы, приготовленной из основных компонентов — каолина, полевого шпата, кварца и красителей.
- ♦ *Ситаллы* — твердые стеклокристаллические материалы, состоящие из одной или нескольких кристаллических фаз, равномерно распределенных в стекловидной фазе. Именуются еще стеклокерамикой.

Свойства фарфора зависят от многих факторов. Главные из них — химический состав компонентов, степень их размельчения (дисперсность), температура и продолжительность обжига. Фарфор относится к группе материалов, представляющих собой смесь, содержащую глинистые вещества (слово «керамический» происходит от греч. *керамос* — горшечная глина). В этой смеси каолин как глинистый материал играет главную роль связующего вещества, скрепляющего частицы наполнителя — кварца. Оба эти вещества образуют твердую основу фарфора, отдельные зерна которого цементируются во время обжига третьим элементом — полевым шпатом.

- ♦ *Каолин* (кит. *kao-lin* — белая глина) — белая или светлоокрашенная глина, вводимая в состав керамики в качестве связующего вещества.
- ♦ *Кварц* (нем. *Quartz*) — самый распространенный в земной коре породообразующий материал, диоксид кремния. Входит в состав стоматологического фарфора и облицовочных формовочных материалов.
- ♦ *Шпат полевой* (нем. *Spat*) — группа самых распространенных породообразующих материалов, представляющих изоморфные смеси алюмосиликатных солей калия, натрия и кальция; входит в состав стоматологического фарфора.

Современный стоматологический фарфор является результатом совершенствования твердого, т. е. бытового, декоративного фарфо-

ра. Приведенные в *таблице 44* данные показывают существенное различие химического состава обоих видов фарфора.

По химическому составу стоматологические фарфоровые массы стоят между твердым фарфором и обычным стеклом.

По своему назначению фарфоровые массы являются исходным материалом для:

- 1) заводского создания стандартных искусственных зубов;
- 2) заводского получения стандартных фарфоровых коронок и заготовок для фарфоровых вкладок;
- 3) индивидуального создания фарфоровых коронок в условиях зуботехнической лаборатории;
- 4) индивидуального получения вкладок в условиях зуботехнической лаборатории;
- 5) облицовки цельнолитых каркасов металлических несъемных зубных протезов (коронок, мостовидных протезов).

#### 4.1. ХАРАКТЕРИСТИКА КОМПОНЕНТОВ ФАРФОРОВЫХ МАСС

*Каолин* — белая или светлоокрашенная глина, которой содержится в фарфоровой массе от 3 до 65%. При этом чем больше в смеси каолина, тем меньше прозрачность и тем выше температура обжига фарфоровой массы. Основной частью каолина (99%) является алюмосиликат — каолинит ( $\text{Al}_2\text{O}_3 \times 2\text{SiO}_2 \times 2\text{H}_2\text{O}$ ). Температура его плавления равна  $1800^\circ \text{C}$ . Каолин оказывает влияние на механическую прочность и термическую стойкость фарфора.

*Полевой шпат* — это безводные алюмосиликаты калия, натрия или кальция. Температура плавления его равна  $1180\text{--}1200^\circ \text{C}$ . При высокой температуре полевой шпат обеспечивает развитие стекловидной фазы, в которой растворяются и другие компоненты (кварц, каолин). Стекловидные фазы придают пластичность массе во время обжига и связывают 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 (см. с. 70) 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 ( $\text{K}_2\text{O} \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times 6\text{SiO}_2$ ) — основной материал для получения стомато-

логической фарфоровой массы. Натриевый полевой шпат называется альбитом, кальциевый — анортитом.

*Кварц* ( $\text{SiO}_2$ ) — минерал, ангидрид кремниевой кислоты. Кварц тугоплавок, температура его плавления составляет  $1710^\circ\text{C}$ . Он упрочняет керамическое изделие, придает ему большую твердость и химическую стойкость. Кварц уменьшает усадку и снимает хрупкость изделия. Твердость кварца по шкале Мооса равна 7. В процессе обжига кварц (кремнезем) увеличивает вязкость расплавленного полевого шпата. При температуре  $870\text{--}1470^\circ\text{C}$  кварц увеличивается в объеме на 15,7%, в результате чего снижается усадка фарфоровой массы. В состав фарфоровой массы для искусственных зубов кварц вводят в количестве 25–32%.

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

Несмотря на полуторавековой период применения фарфора в качестве материала для искусственных зубов, внимание к нему не ослабевает.

## 4.2. ОСНОВНЫЕ СВОЙСТВА СТОМАТОЛОГИЧЕСКОГО ФАРФОРА

*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 отвердении 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  $1100\text{--}1300^\circ\text{C}$  калиевый шпат превращается в калиевое полевошпатное стекло. Каолин и кварц имеют более высокую температуру плавления, чем полевой шпат. Однако в расплаве полевошпатного стекла каолин и кварц взаимодействуют со стеклом. При этом каолин образует игольчатые кристаллы муллита, пронизывающие всю массу фарфора. Частицы кварца оплавляются, теряют игольчатую форму, и небольшое их количество переходит в расплав стекла.

Многочисленными микроскопическими исследованиями установлены следующие *основные структурные элементы фарфора*:

- 1) стекловидная изотропная масса, состоящая из полевошпатного стекла с различной степенью насыщения ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ;  $\text{SiO}_2$ );
- 2) нерастворившиеся в стекле оплавленные частицы кварца;
- 3) кристаллы муллита  $3\text{Al}_2\text{O}_3 \times 2\text{SiO}_2$ , распределенные в расплаве кремнеземполевошпатного стекла;
- 4) поры.

Стекловидная изотропная масса в современных стоматологических фарфорах составляет их основную часть. 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. Содержание стеклофазы в фарфоровых массах обеспечивает их блеск и прозрачность. Завышенная температура обжига приводит к появлению на поверхности изделия чрезмерного блеска и мелких пузырьков [Каральник Д. М. и др., 1983].

При чрезмерном увеличении стеклофазы прочность фарфора уменьшается. Нерастворившиеся в полевошпатном стекле частицы кварца вместе с кристаллами муллита и глинозема образуют скелет фарфора. Важным фактором в строении фарфора являются поры. Наибольшую пористость (35–45%) материал имеет перед началом спекания [Будников П. П. и др., 1972].

По мере образования стекловидной фазы пористость снижается. При этом повышается плотность материала и, соответственно, сокращаются размеры изделия. Полному уничтожению пор мешают заключенные в них пузырьки газов, образующиеся в результате физико-химического взаимодействия отдельных компонентов массы. Высокая вязкость полевошпатного стекла мешает удалению газовых пузырьков из фарфорового материала, чем и обуславливается образование закрытых пор.

Современный стоматологический фарфор по температуре обжига классифицируется как тугоплавкий (1300–1370° С), среднеплавкий (1090–1260° С) и низкоплавкий (870–1065° С). Примерный состав компонентов фарфора приведен в таблице 45.

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

*Среднеплавкие и низкоплавкие фарфоры* применяются для получения коронок, вкладок и мостовидных протезов. Использование низкоплавких и среднеплавких фарфоров позволило применять печи для обжига с нихромовыми и другими нагревателями.

При создании коронок, вкладок, мостовидных протезов фарфоровый порошок смешивают с дистиллированной водой до консистенции густой кашицы. Фарфоровую кашицу наносят на матрицу, приготовленную из платиновой фольги, или на огнеупорную модель для приготовления вкладок, или непосредственно на металл при облицовке фарфором металлических несъемных протезов (рис. 17). Кашицу тщательно конденсируют, избыток воды удаляют фильтровальной бумагой. После этого изделие устанавливают на керамический поднос и подсушивают во входном отверстии вакуумной печи. Затем обжигаемый протез вводят в печь и проводят обжиг согласно режиму, рекомендованному изготовителем фарфорового материала.

**Оптические свойства** фарфора являются одним из главных достоинств искусственных зубов. Коронка естественного зуба про-

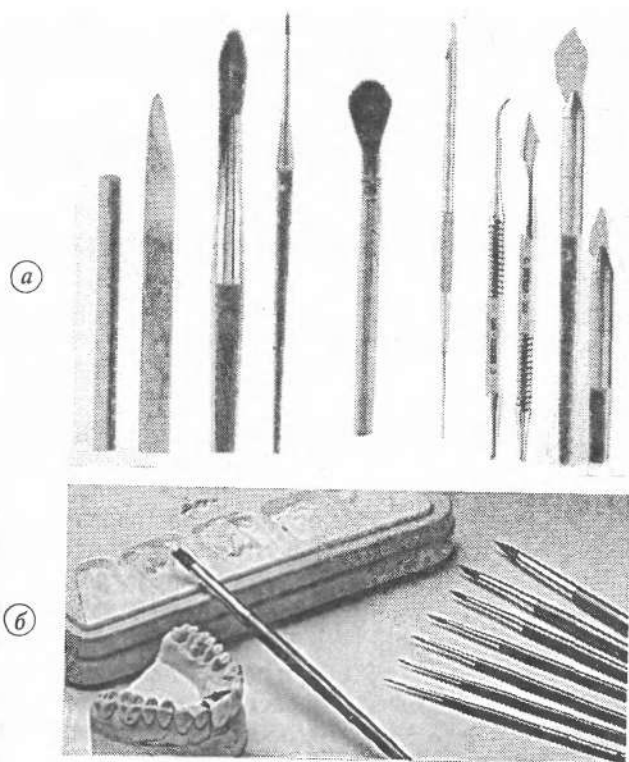


Рис. 17. Набор инструментов для работы с керамикой (а) и керамическая палитра для подготовки керамических масс с набором кисточек для нанесения, моделирования и уплотнения масс (б). Слева внизу (б) показан этап нанесения массы при создании металлокерамической коронки

свечивает, 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.

Короткие волны (менее 400 нм) отражаются от эмали режущего края зуба, создавая голубоватый оттенок [Серова Г. А. и др., 1975; Бартельс Г., 1997]. Длинные волны, проходя через срединную часть зуба, содержащую основную массу твердых тканей, отражаясь и преломляясь, образуют множество цветовых оттенков от желто-оранжевого до голубого [Sked I. R., 1977]. В пришеечной части эмаль резко утончается. Этот участок имеет цвет от желто-оранжевого до коричневого [McLean J. W., 1978]. Стоматологический фарфор также является гетерогенным по структуре материалом.

Оптический эффект фарфора близок к таковому у естественных зубов в тех случаях, когда удастся найти правильное соотношение между стеклофазой и замутнителями фарфора. Обычно этому мешает большое количество воздушных пор и замутняющее действие кристаллов. Уменьшение кристаллических включений приводит к повышению деформаций изделия во время обжига и понижению прочности фарфора. Такой путь *повышения прозрачности* имеет определенный предел.

Второй путь увеличения прозрачности стоматологического фарфора заключается в уменьшении размера и количества газовых пор. До обжига суммарный объем воздушных включений сконденсированной фарфоровой кашицы составляет 20–45%.

*Для уменьшения газовых пор* предложено четыре способа:

1) обжиг фарфора в вакууме — при этом способе воздух удаляется раньше, чем он успеет задержаться в расплавленной массе;

2) обжиг фарфора в диффузном газе (водород, гелий), когда обычную атмосферу печи заполняют способным к диффузии газом; во время обжига воздух выходит из промежутков и щелей фарфора (метод непригоден на практике);

3) обжиг фарфора под давлением 10 атм. Если расплавленный фарфор охлаждать под давлением, то воздушные пузырьки могут уменьшаться в объеме, и их светопреломляющее воздействие значительно ослабевает. Давление поддерживают до полного охлаждения фарфора. Этот способ еще применяют на некоторых заводах для производства искусственных зубов. Недостаток метода состоит в невозможности повторного разогрева и глазурирования под атмосферным давлением, так как пузырьки газа восстанавливаются при этом до первоначальных размеров;

4) при атмосферном обжиге для повышения прозрачности фарфора используется крупнозернистый материал. При обжиге такого фарфора образуются более крупные поры, но количество их значительно меньше, чем у мелкозернистых материалов.

Из указанных выше четырех способов наибольшее распространение получил вакуумный обжиг, который применяется в настоящее время как для создания протезов в зуботехнических лабораториях, так и на заводах при производстве искусственных зубов. Фарфор, обжигаемый в вакууме, имеет в 60 раз меньше пор, чем при атмосферном обжиге.

При обжиге фарфоровых масс усадка составляет 20–40%. Причинами такой усадки являются:

- недостаточное уплотнение (конденсация) частичек керамической массы;
- потеря жидкости, необходимой для приготовления фарфоровой кашицы;
- выгорание органических добавок (декстрин, сахар, крахмал, анилиновые красители).

Большое практическое значение имеет направление усадки. Усадка может быть:

- в направлении большего тепла;
- в направлении силы тяжести;
- в направлении большей массы.

В первом и втором случаях усадка незначительна, так как в современных печах (рис. 18) гарантировано равномерное распределение тепла, а сила тяжести невелика. Усадка в направлении больших масс значительно выше. Масса в расплаве ввиду поверхностного натяжения и связи между частицами стремится принять форму капли. При этом она подтягивается от периферических участков (например, от шейки коронки) к центральной части коронки (к большей массе фарфора), что в конечном счете может привести к появлению щели между искусственной фарфоровой коронкой и уступом модели препарированного зуба.



Рис. 18. Печь для обжига керамики



**Прогнозь** фарфора зависит от рецептуры (состава компонентов) фарфоровой массы и технологии производства. Основными показателями прочности фарфора являются:

- прочность при растяжении;
- прочность при сжатии (4600–8000 кг/см<sup>2</sup>);
- прочность при изгибе (447–625 кг/см<sup>2</sup>).

Прочность при изгибе современной керамики (по Международному стандарту ISO-9693 «Стоматологическая металлокерамика для зубного протезирования», величина прочности фарфора при изгибе не должна быть ниже 50 МПа) для облицовки металлических каркасов 80–90 МПа, а у фарфора *ЕХ-3 Норитаки* (Япония) она на 30% выше [Хироси И., Бан К., 1987].

Большое влияние на прочность оказывает *метод конденсации* частичек фарфора. Существуют четыре метода конденсации:

- электрохимической вибрацией;
- колонковой или собольей кистью;
- методом гравитации (без конденсации);
- рифленным инструментом.

Большинство исследователей считают, что наилучшего уплотнения фарфоровой массы можно достигнуть рифленным инструментом с последующим применением давления фильтровальной бумаги при удалении жидкости.

Среди технологических условий, которые существенно влияют на прочностные показатели, следует отметить следующие:

- необходимое уплотнение материала, или конденсация частичек фарфора (см. выше);
- 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.

Прокомментируем, в частности, зависимость прочности фарфора от изменения (нарушения) технологии обжига:

- 1) начало обжига должно совпадать с началом разряжения атмосферы рабочей камеры печи;
- 2) при достижении оптимальной температуры обжига должен быть достигнут полный вакуум;
- 3) увеличение количества обжигов снижает прочность фарфора из-за его остекловывания;

4) обжиг при температуре, превышающей оптимальную, уменьшает прочность из-за недостатка количества стеклофазы;

5) обжиг при температуре ниже оптимальной для данной массы снижает прочность из-за чрезмерного увеличения стеклофазы;

6) время обжига в вакууме при достижении оптимальной температуры обжига не превышает 2 мин (при увеличении времени выдержки в вакууме даже при оптимальной температуре прочность фарфора уменьшается).

Лучшие сорта стоматологического фарфора при соблюдении оптимальных режимов производства изделий имеют прочность при изгибе 600–700 кг/см<sup>2</sup>. Подобная прочность стоматологического материала является недостаточной. Поэтому условно можно выделить, как минимум, два основных направления в поиске путей повышения прочности фарфора: за счет новых технологий обжига, включая и разработку соответствующего оборудования и инструментария; за счет изменения рецептуры фарфоровой массы.

Так, например, введение в стекло или фарфор кристаллических частичек высокой прочности и эластичности, имеющих одинаковый коэффициент термического расширения со стеклом или фарфором, приводит к значительному повышению прочности. При этом ее увеличение происходит пропорционально росту кристаллической фазы. Кварц добавляют в фарфор как усилитель кристаллической фазы. Частички кварца хорошо соединяются со стеклом основного

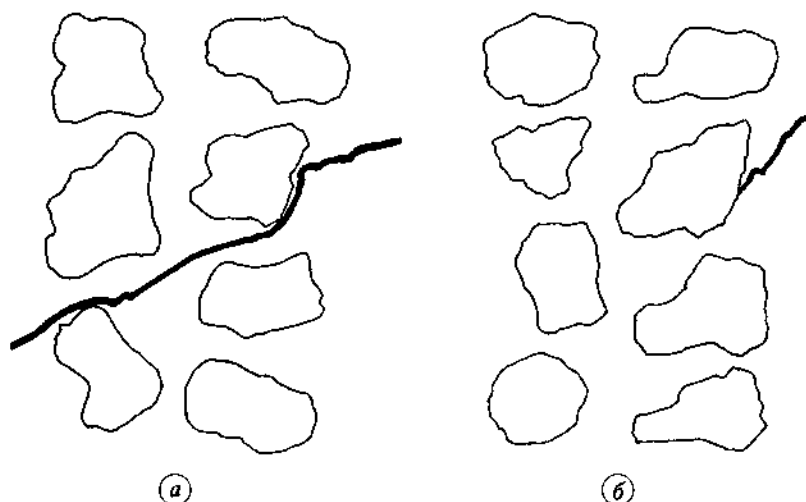


Рис. 19. Схема направления трещины (а) в керамической облицовке, содержащей кристаллы лейцита (б)

вещества, но коэффициент термического расширения у них разный. При охлаждении вокруг кристаллов кварца возникают зоны напряжения, которые хорошо видны под поляризационным микроскопом. Трещины в фарфоре, усиленном кварцем, проходят по зонам напряжения, минуя кристаллы.

Добавление частичек оксида алюминия к некоторым сортам фарфора [McLean J. W., Huges, 1965], т. е. использование глиноземного (алюмооксидного) фарфора, приводит к увеличению механической прочности сплавленного оксида алюминия в 7 раз. Температура плавления оксида алюминия равна  $2000^{\circ}\text{C}$ . Температура обжига алюмооксидного фарфора составляет  $1650\text{--}1750^{\circ}\text{C}$ . Снижение температуры обжига достигается введением в оксид алюминия других минеральных веществ.

Так, глиноземный фарфор содержит 60% стоматологического фарфора и 40% оксида алюминия, что позволило снизить температуру обжига до  $1050^{\circ}\text{C}$ , а прочность при этом увеличилась вдвое. Поскольку оксид алюминия и стоматологический фарфор имеют одинаковый коэффициент термического расширения, трещина в алюмооксидном фарфоре распространяется как через стеклянину, так и через кристаллическую фазу. Кристаллы являются потенциальными «тормозами растрескивания» (рис. 19).

#### 4.3. СТАНДАРТНЫЕ ИСКУССТВЕННЫЕ ФАРФОРОВЫЕ ЗУБЫ

Стандартные искусственные фарфоровые зубы являются одним из основных элементов полных и частичных съемных пластиночных и дуговых (бюгельных) протезов.

Их основным преимуществом перед металлическими и полимерными искусственными зубами является *высокая имитирующая способность*. Светоотражающие качества фарфора в большинстве своем напоминают таковые у естественных зубов. *Цветостойкость* фарфора также вне конкуренции. Кроме того, фарфор весьма индифферентен для организма человека и абсолютно показан для лиц с повышенной чувствительностью к полимерам.

Из недостатков фарфоровых зубов следует отметить их *хрупкость*, недостаточно прочное соединение с базисом протеза, низкую стираемость, худшие, чем у полимерных зубов, технологические качества (см. табл. 46). Недостаточная прочность зубов в области крепления крапюнов (в крапюнных зубах) и пустотелой части (в диаторических зубах) проявляется при неблагоприятных артикуляционных соотношениях.

- ♦ **Крампон** — фиксирующий проволочный элемент, преимущественно для передних искусственных фарфоровых зубов. Крампоны могут быть прямыми, изогнутыми, с пуговчатыми окончаниями.

Пластмассовые зубы лишены этого недостатка, и им отдается предпочтение при глубоком прикусе, при деформациях зубных рядов. Кроме того, шлифование фарфоровых зубов вследствие твердости фарфора и наличия крампонов является более трудоемким процессом, требующим большого внимания и времени у зубного техника, а иногда и у врача, где не должны быть допущены артикуляционные и другие погрешности.

При этом используются мелкозернистые алмазные или другие абразивные инструменты, которые следует постоянно увлажнять из-за потенциально возможного перегрева. Перегрев фарфорового зуба в процессе его подгонки приводит к отколу части коронки или к образованию трещины.

Искусственные зубы подразделяют по месту расположения в зубном ряду на передние и боковые.

По способу крепления в базисе фарфоровые зубы подразделяются на крампонные и диаторические. Передние фарфоровые зубы чаще всего снабжены крампонами, но они могут быть и дырчатыми (диаторическими). Боковые зубы всегда делают дырчатыми. Полости или крампоны в фарфоровых зубах предназначены для их механического крепления в металле или пластмассе. Крампоны могут быть сделаны из сплавов различных металлов. Наилучшими сплавами являются те, коэффициент термического расширения которых приближается к таковому у фарфоровой массы при обжиге. У нас в стране с этой целью применяют серебряно-палладиевый сплав.

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 (плавней), 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 пр.) готовят формовочную массу для получения искусственных зубов из фарфора в заводских условиях. В последние годы на заводе нашел применение вакуумный обжиг фарфоровых зубов.

Следует отметить, что фарфоровые зубы выпускаются различных фасонов и цветов:

- передние верхние и нижние имеют 8 фасонов, а боковые верхние и нижние — 4 фасона;

- имеется 9 цветовых оттенков, которые соответствуют шкале расцветок фарфоровых зубов.

Передние фарфоровые зубы выпускаются:

- гарнитурами по 12 зубов (6 верхних и 6 нижних);

- гарнитурами по 6 зубов верхних или 6 зубов нижних отдельно;

- неполным гарнитуром по 4 зуба (2 верхних и 2 нижних клыка правой и левой сторон).

Боковые фарфоровые зубы выпускаются:

- гарнитурами по 16 зубов (8 зубов верхних и 8 зубов нижних, состоящих из 4 моляров и 4 премоляров, по 2 с правой и левой стороны);

- неполным гарнитуром по 8 зубов (верхние и нижние) или 4 верхних и 4 нижних моляра, или 4 верхних и 4 нижних премоляра с правой и левой стороны).

Фарфоровые зубы могут выпускаться гарнитурами для беззубых челюстей по 28 зубов (6 передних верхних, 6 передних нижних и 16 боковых верхних и нижних).

В качестве эталона при подборе фасонов и расцветок зубов анатомической формы используется альбом фарфоровых зубов. Кроме того, для подбора цвета используется шкала расцветок фарфоровых зубов, которая представлена в виде центральных резцов девяти цветовых оттенков (от № 1 до № 9).

Широко известны на территории России гарнитуры передних фарфоровых зубов *Вивоперл-ПЕ* (Германия), *Биодент* (США), боковых фарфоровых зубов *Вивоперл-ПЕ-Орточип*.

#### 4.4. СТАНДАРТНЫЕ ФАРФОРОВЫЕ КОРОНКИ

Стандартные фарфоровые коронки с прилагаемыми к ним металлическими штифтами (получившие название по имени их изобретателей — коронки Логана, Дэвиса, Бонвиля и др.) применяли для замещения дефектов коронковой части зубов. В фарфоровой коронке штифт может быть укреплен стабильно, или коронку и штифт готовили раздельно. Второй вариант удобнее для практического использования. Протезирование стандартной коронкой состоит из препарирования наддесневой части корня, расширения канала корня, припасовки штифта и коронки, укрепления штифта в корневом канале и коронки со штифтом и корнем с помощью цемента.

#### 4.5. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ФАРФОРОВЫЕ КОРОНКИ

Для обжига фарфоровой коронки необходимо прочное основание — матрица, которая должна выдерживать температуру обжига фарфора, не искажать цвета и внутренних параметров коронки. Этим требованиям полностью отвечает матрица из платины. Кроме того, данный металл имеет высокую температуру плавления ( $1773,5^{\circ}\text{C}$ ) и не образует окрашенных окислов. Он легко вальцуется в тонкую, но достаточно жесткую фольгу ( $0,025\text{ мм}$ ). Коэффициент термического расширения его соответствует таковому у фарфоровой массы. Платиновая фольга может быть легко отделена от готовой обожженной коронки. Таким образом, его потери (по весу) в целом очень малы. Остатки же могут быть переплавлены и превращены в новую фольгу.

*Основные технологические операции при создании фарфоровой коронки заключаются:*

1) в подготовке платиновой матрицы, которая устанавливается на модель зуба;

2) в нанесении на матрицу фарфоровой массы (предварительно фарфоровый порошок замешивают с дистиллированной водой до консистенции густой кашицы и с помощью специального шпателя и колонковой кисточки наносят на матрицу) (рис. 20);

3) в проведении обжигов.

Обычно при получении фарфоровой коронки проводят 3–4 обжига по рекомендованному изготовителем режиму:

— при первом обжиге, проводимом в условиях вакуума, осуществляют термообработку внутреннего слоя коронки (если при осмотре обожженной коронки выявлены трещины, то их расширяют, вновь заполняют фарфоровой кашицей и проводят дополнительный обжиг в том же режиме);

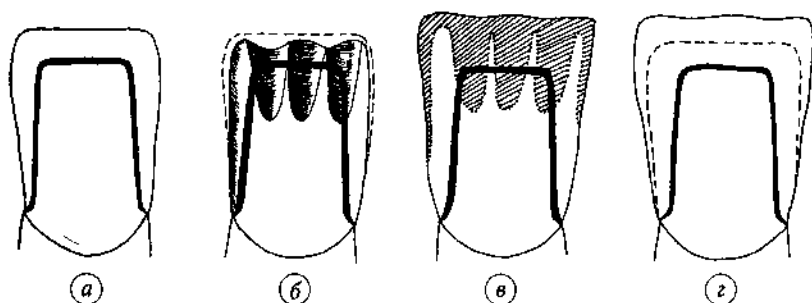


Рис. 20. Моделирование фарфоровой коронки

а — нанесение дентинной массы на грунтовый слой; б — снятие части дентинного слоя; в — нанесение прозрачного эмалевого слоя, восстанавливающего анатомическую форму; г — уменьшение объема коронки после обжига

— при втором обжиге, проводимом в условиях вакуума, добиваются получения предварительной формы коронки. Этот этап является наиболее трудоемким и сложным. Он включает в себя моделирование коронки из дентинной и прозрачной масс, обжиг и коррекцию формы коронки шлифованием. Учитывая последующую усадку материала в процессе обжига (на 30–35%), моделируемую коронку увеличивают соответственно на 1/3 размера.

При необходимости на коронке имитируют «меловые пятна», трещины и другие индивидуальные особенности зуба. После обжига зубной техник проводит коррекцию коронки, придавая ей конечную форму, а врач в кабинете проверяет ее качество (цвет, форма, размеры). Перед следующим обжигом для повышения эстетических свойств коронки используют специальный набор красителей для подкрашивания фарфора.

Набор красителей предназначен для подкрашивания несъемных протезов (одиночных фарфоровых коронок и фарфоровой облицовки металлокерамических протезов). Красители, представляющие собой тонкомолотые борно-щелочные стекла (майоликовые глазури), наносятся тонким слоем на поверхность зубных протезов из фарфоровых масс и закрепляются обжигом при определенной температуре в зависимости от температуры глазурования применяемой фарфоровой массы (850–1020° С);

— при третьем обжиге, выполняемом в атмосферных условиях, проводят глазурование.

*Основными недостатками фарфоровых коронок являются:* хрупкость, плохое краевое прилегание, высокая абразивность, сказывающаяся на зубах-антагонистах.

Металлокерамические коронки (см. гл. 4.7), которые являются альтернативой фарфоровым, обладают большей прочностью и лучшим краевым прилеганием, а также требуют препарирования оральной поверхности зубов в меньшем объеме. Глубокое препарирование необходимо только на вестибулярной поверхности для маскировки каркаса протеза.

#### 4.6. ФАРФОРОВЫЕ ВКЛАДКИ ИЗ СТАНДАРТНЫХ ЗАГОТОВОК\*

В 1988 г. специалистами фирмы «Сименс—Сирона» была разработана система CEREC (аббревиатура от Chairside Economical Restorations of Esthetic Ceramics), которая позволяет создавать и устанавливать фарфоровые зубные вкладки непосредственно в

\* В написании раздела принял участие врач В. В. Трезубов.

зубоврачебном кресле за одню посещение пациента, под управлением компьютера. В настоящее время существуют модифицированные системы CEREC-2 и -3. Среди ряда предпосылок разработки данного метода необходимо выделить следующие:

1) фарфор обладает стойкостью к стиранию и стабильностью цветового тона, максимально приближающей его по этим показателям к природной зубной эмали;

2) получение фарфоровых вкладок в лаборатории, несмотря на трудоемкость, не всегда гарантирует высокую точность. Их можно готовить либо из стеклокерамики (материал *Дикор*), либо путем обжига в формах из специальных огнеупорных материалов;

3) композиционные полимеры практически вытеснили все применявшиеся до этого времени пломбирочные материалы, особенно для передних зубов. Однако применение пломб из этих материалов для боковых зубов, испытывающих жевательные нагрузки, не всегда дает удовлетворительные результаты. Хотя влияние усадки в процессе полимеризации композиционных материалов можно устранить, применив требующие больших затрат времени методы (например, послойного отверждения пломбы и управления векторами усадки с помощью клиновидных световодов), и получить в результате хорошее краевое прилегание, но стойкость материала к стиранию не всегда будет удовлетворительной;

4) широкое внедрение компьютерных технологий в науку и практику.

Фарфоровые заготовки-блоки *Церекер Вита* для вкладок выпускаются в заводских условиях методом прессования из смеси равных количеств эмалевой и дентинной масс. Они характеризуются умеренной прозрачностью и выпускаются четырех расцветок: A1, A2, A3/5, B4. Кроме того, фирма «Вита» (Германия) предлагает для этих целей 10 вариантов фарфоровых заготовок под коммерческим названием *Целай*.

Фирмой «Ивоклар» (Лихтенштейн) усовершенствован упроченный лейцитом стеклокерамический материал, который под торговым названием *ProCAD* (аббревиатура от Professional Computer Assisted Design) поставляется в защитном кожухе пяти типоразмеров (ProCAD-18, -110, -112, -114 и V5-12), для создания вкладок, вкладок с накладками, вестибуляторных облицовок, одиночных коронок на передние и боковые зубы — при использовании системных компьютерных программ CEREC-2 фирмы «Сирона» (Германия).

Система представляет собой комплекс оборудования, работающий в единой цепи. Информация о форме и размерах препарированной на зубе полости с помощью внутриротовой видеосистемы с разрешающей способностью 25 мкм передается на экран монитора с 12-кратным увеличением.



Цветной монитор, вытянутый по вертикали, обеспечивает высокую точность знакового воспроизведения, а уникальный, работающий в шести осях шлифовальный блок с высочайшей точностью воспроизводит заданную врачом конструкцию вкладки.

Как и в вопросе точности, система CEREC-2 предлагает абсолютно новое качество — синхронную обработку керамики с помощью шлифовального круга и алмаза, имеющего форму цилиндра. Формирование окклюзионной поверхности осуществляется с помощью компьютера, который работает с использованием двух программ (стандартная программа конструирования в области боковых зубов и программа для коррекции окклюзионной поверхности). Эффективное время управления системой (она не требует специальных знаний компьютера) для создания вкладки типа МОД (медиальная — окклюзионная — дистальная поверхности зуба) составляет 5 мин.

С готовой вкладкой удобнее обращаться, если приклеить ее полимеризующимся герметиком к пломбировочному инструменту со сферическим кончиком. Смежные поверхности вкладки в течение 5 с протравливают 5% гелем плавиковой кислоты. Для улучшения сцепления композиционного цемента с фарфором на поверхность вкладки наносят силиановое связующее вещество (метакрилокси-пропилтриметоксилан).

Для фиксации вкладки используют светоотверждаемые цементы с дополнительной химической полимеризацией. Для этого подготовленный цемент вносят в препарированную полость и вводят вкладку. Излишки цемента удаляют после отверждения материала, используя для этого алмазный инструмент с зернами не более 40 мкм. В заключение зуб закрывают фторсодержащим веществом.

#### **4.7. КОМБИНАЦИЯ ФАРФОРА С МЕТАЛЛАМИ (МЕТАЛЛОКЕРАМИКА)**

Вторая половина 1980-х годов характеризуется новыми достижениями в технологии стоматологического фарфора, который является основой многофункциональных восстановительных материалов керамической природы.

- ♦ *Металлокерамика* — технологическое объединение двух материалов — металлического сплава и стоматологического фарфора, или ситалла, — в котором первый служит каркасом, основой, а фарфор, или ситалл, — облицовкой.

Достоинства таких протезов очевидны, так как они сочетают в себе преимущества цельнолитых протезов перед штампованно-паяными (точность, прочность, отсутствие припоя и др.), а также высокие эстетические и оптимальные токсикологические свойства фарфора.

Эстетические свойства комбинированного протеза определяются качеством керамической облицовки.

- ◆ **Облицовка** — покрытие поверхности изделия природным или искусственным материалом, отличающимся эксплуатационными (защитными) и декоративными качествами.

В стоматологии облицовка протезов выполняет несколько целей — маскирование и изоляцию каркаса зубного протеза и, самое главное, имитирование твердых тканей естественных зубов.

**Материалы для облицовки.** Долговечность сохранения эстетических свойств протеза зависит от надежности соединения облицовки с металлическим каркасом и способности материала облицовки сохранять первоначальный цвет и основные физико-химические свойства при функционировании в условиях полости рта. Исходя из этих определяющих положений, можно перечислить следующие *основные требования к материалам для облицовки*:

- 1) отсутствие токсичности;
- 2) наличие комплекса физико-механических показателей (прочность при изгибе, сжатии, ударе; стойкость к стиранию и др.);
- 3) способность к окрашиванию в цвета, имитирующие окраску твердых тканей зуба;
- 4) прочность адгезионного соединения с металлом каркаса протеза;
- 5) способность сохранять адгезионное соединение при высокой влажности, температурных колебаниях и жевательных нагрузках;
- 6) обеспечение оптимальных эстетических свойств конструкции;
- 7) коэффициенты термического расширения металла и облицовочного материала должны быть близки друг к другу;
- 8) простота приготовления, нанесения и обжига;
- 9) наличие большого рабочего интервала использования (возможность использовать массу через несколько часов после ее приготовления).

Высокая твердость и износостойкость, уникальная водостойкость и прекрасные эстетические свойства позволяют считать керамику оптимальным облицовочным материалом.

Практически создание фарфоровой массы для металлокерамики заключало в себе разработку не менее трех масс (грунтовой, дентинной и эмалевой), каждая из которых имела свои особенно-

сти в составе и технологии. Состав керамической массы *IPS-Классик* представлен в табл. 47.

Технология обжига фарфоровой массы для металлокерамики аналогична технологии получения индивидуальных фарфоровых коронок, приведенной выше.

Температура обжига распространенных фарфоровых масс для металлокерамики не превышает 980° С. Она значительно ниже точки плавления применяемых сплавов (1100–1300° С).

*Фарфоровое покрытие выполняется многослойным и состоит из:*

- непрозрачной грунтовой массы (толщиной 0,2–0,3 мм), маскирующей металлический каркас и обеспечивающей прочную связь фарфора с поверхностью сплава (для повышения прочности сцепления и замутнения в грунтовую массу вводят ряд добавок). Эта масса обладает флюоресцирующим эффектом (см. ниже) и может быть стандартно или интенсивно окрашена;

- полупрозрачного дентинного слоя (толщиной 0,65–0,8 мм);

- прозрачного слоя, имитирующего режущий край зуба.

♦ *Флюоресценция* — один из видов люминесценции — явление свечения некоторых веществ при попадании на них световых лучей. При этом тела испускают лучи другого цвета.

В современные керамические материалы, кроме того, включаются так называемые краевые или плечевые массы для формирования края коронки.

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

1. *По назначению:*

- а) только для облицовки металлических каркасов протезов (например, масса *IPS-Классик* (Лихтенштейн); массы *Вита* (Германия), *Херацерам* (Германия) и др.);

- б) только для цельнокерамических (безметалловых) несъемных протезов (например, массы *Витадур*, *Витадур N*, *NBK-1000*, *ОРС* и его последующая модификация *Оптэк*; *Хай-Керам* и его последующая модификация *Ин-Керам* на основе оксида алюминия);

- в) для облицовки металлических и цельнокерамических каркасов несъемных протезов (например, масса *Дуцерам*, Германия).

2. *По комплектации* в наборе могут быть представлены:

- а) в виде порошка, расфасованного в емкости (бутылочки, банки) и требующего последующего замешивания с жидкостью, т. е. в форме «полуфабриката»;

- б) готовыми к применению — в виде пасты, расфасованной в специальные шпатель-контейнеры.

3. По оптическим и прогностным физико-механическим показателям:

а) различные виды керамических коронок (алюмофарфоры, литые керамические) обладают лучшими, чем металлокерамические, эстетическими свойствами, но требуют более радикальной подготовки;

б) сравнение прочности цельнокерамических коронок, сделанных из алюмооксидного фарфора, керамического материала *Церестор* и литых коронок из материала *Дикор*, выявило следующее. Разрушение коронок из алюмооксидного фарфора и керамического материала *Дикор*, а также начало образования трещин в коронках из *Церестора* происходит приблизительно при одинаковых нагрузках. На основании этого можно сделать вывод об отсутствии преимуществ цельнокерамических коронок из *Церестора* и литых коронок из *Дикора* перед обычными алюмооксидными коронками;

в) исследованиями прочности при изгибе различных фарфоровых масс установлено, что этот показатель для фарфоровых масс различен (см. табл. 48):

— для обычных грунтовых фарфоров — 110 МПа;

— для алюмооксидных фарфоров (*NBK-1000*, *Витадур N*) — 116 МПа;

— для высокоглиноземистых фарфоров (*Вита Хай-Керам* и *Церестор*) — 150 МПа;

— для стеклокерамического литьевого материала *Дикор* — 240 МПа;

г) средний размер пор у стеклокерамического материала *Дикор* составляет 1 мкм, у остальных вышеуказанных материалов — 10 мкм. При этом их количество на 1 мм<sup>2</sup> площади различно: от 36 — для обычных грунтовых фарфоров и до 4367 — для *Церестора*.

4. По технологиям:

а) нанесения слоев облицовки: трехслойная методика, двуслойная, однослойная из нейтрального цвета с последующим раскрашиванием. Так, известные наборы керамических масс *Вита-VMK*, *Биодент* и других основаны на технике послойного нанесения керамики (рис. 21). В США был предложен метод [Nraeder M., Abert Ch., 1988] раскрашивания поверхности коронки, которая, в отличие от метода послойного нанесения, полностью получена из керамики нейтрального цвета.

Окончательный цвет придают с помощью раскрашивания поверхности коронки. При этом способ получения металлического каркаса аналогичен методике, применяемой при создании металлокерамических протезов, но нанесение керамической массы имеет свои особенности;

б) обжига: стандартные высокотемпературные, например *IPS-Классик*, или низкотемпературные — масса *Дуцерам LFC*.

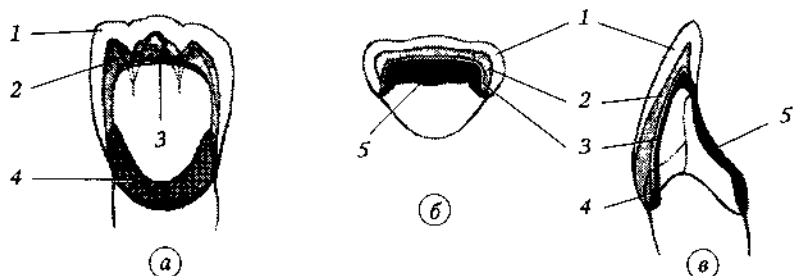


Рис. 21. Схема расположения слоев керамических масс:

1 — эмалевый слой, 2 — дентинный слой, 3 — грунтовый слой, 4 — плечевая масса на металлическом каркасе (5) искусственной коронки:

а — вестибулярная поверхность; б — режущий край; в — боковая поверхность

5. По цветовой шкале: Хромаскоп, Вита-Люмин-Вакуум, Биодент, Кераскоп.

**Связь между металлом (сплавом) и фарфором** может быть механической и химической. Важную роль в получении качественного металлокерамического протеза играет создание пограничного слоя между металлическим каркасом и фарфоровой массой. Диффузия элементов от фарфора к сплаву и от сплава к фарфору является фактором образования постоянной электронной структуры на поверхности раздела благородного металла и керамики.

Однако на поверхности раздела благородного сплава и керамики такой структуры не существует. Для улучшения сцепления фарфора с золотом применяют специальные дополнительные связывающие агенты, которые наносят на поверхность металла перед нанесением фарфора.

Хорошо известна роль оксидной пленки, обуславливающей химическую связь между металлом и фарфором, однако для некоторых никелехромовых сплавов наличие оксидной пленки может иметь отрицательное значение, поскольку при высокой температуре обжига окислы никеля и хрома растворяются в фарфоре.

Для того чтобы образовалась прочная связь между металлом и фарфором на поверхности их раздела, необходимо прочное химическое соединение металла и оксидной пленки. В последнее время находит распространение мнение о том, что прочность сцепления фарфора с поверхностью благородных сплавов достигается в основном за счет механических факторов.

К механическим способам обработки относится обработка поверхности в специальном пескоструйном аппарате. При этом частицы абразива (см. раздел 11.1) эффективно удаляют загрязнения и поверхность приобретает шероховатость (рис. 22). Следует помнить, что неосторожное пескоструйное удаление оксидной плен-

ки с внутренних поверхностей коронок, особенно при давлении воздуха в струйном аппарате более 40 МПа и использовании грубого песка с диаметром частиц свыше 250 мкм (см. табл. 98), является одной из причин перегрева металла. Это приводит в дальнейшем к сколу керамического покрытия. Кроме того, тонкостенные изделия в конструкции могут деформироваться под воздействием ударов частиц абразива.

После пескоструйной обработки каркас необходимо очистить в дистиллированной воде. Можно использовать также очистку в ультразвуковой ванне.

*Химическая обработка* изделия, предназначенного к покрытию фарфором, осуществляется в растворе щелочей или кислот, концентрации которых зависят от свойств металла (сплава). Для этого применяют обезжиривающие, травящие и комбинированные растворы. В процессе химической обработки необходимо удалить оксидную пленку, которая препятствует соединению с фарфоровой массой. При этом используются концентрированные растворы неорганических кислот — серной, азотной, соляной. Например, рекомендуется применять специальное средство на основе этилацетата — *Претыл* (Германия), после помещения в раствор которого каркас высушивается на воздухе.

Покрытие каркаса фарфоровой массой проводят в определенной технологической последовательности (см. табл. 57).

*Обжиг* слоев фарфоровой массы, наносимой на металл, может проводиться в разных печах — с горизонтальным или вертикальным муфелем (см. рис. 18, табл. 55, 56) — в строгом соответствии с рекомендациями производителя масс.

Необходимость поддержания постоянства температурного ре-

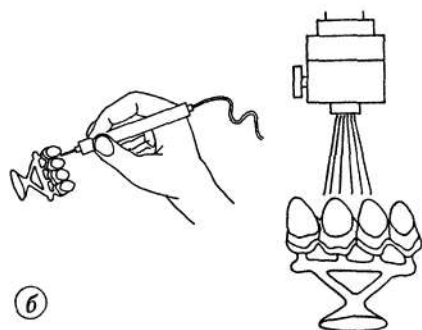


Рис. 22. Пескоструйная установка (а) и схема (б) пескоструйной обработки литого каркаса несъемного протеза оксидом алюминия разной степени зернистости

жима печи в процессе обжига керамических масс учтена, например в конструкции печи *Вита Вакумат* (Германия), которая, кроме панели дистанционного управления, снабжена программой автоматического контроля температурного режима через каждые 100 часов эксплуатации.

Однако следует помнить, что для вакуумной печи существенным оценочным параметром (критерием) является показатель скорости подъема температуры рабочей камеры.

Прочностные показатели металлокерамических конструкций условно можно определить как суммарный критерий физико-механических параметров используемых сплавов, прочности керамического покрытия и механического соединения сплава и массы.

Немаловажную роль в надежном соединении фарфора со сплавом играет дисперсность керамических масс. Поэтому подбор правильного соотношения мелкой (1–5 мкм) и крупной (30–40 мкм) фракций позволяет значительно увеличить сцепление керамики с металлом.

Прочность соединения металла с керамикой зависит и от структуры керамики, состоящей из двух фаз: аморфной, представляющей собой стекло, и кристаллической, состоящей в основном из лейцита. Эти фазы при высоких температурах расширяются по-разному. Коэффициент термического расширения стекла равен  $9 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ , а лейцита —  $20 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  [Соатов И., 1987]. Меняя соотношение стекла и лейцита, можно получить необходимый коэффициент термического расширения керамики.

Коэффициент термического расширения (КТР) керамических масс всегда немного ниже такового сплавов металлов. В результате этого облицовка испытывает легкое напряжение сжатия.

КТР имеющихся на рынке металлических сплавов в зависимости от их состава (см. табл. 42) равняется  $14\text{--}16 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  при температуре  $100\text{--}600^{\circ}\text{C}$ .

Так, например, КТР стоматологического фарфора *ЕХ-3 Норитаки* (Япония), применяемого для облицовки керамических (из материала *Скринин ЕХ-3*) и металлических каркасов несъемных зубных протезов из любых благородных и неблагородных сплавов с КТР от  $13,3 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  до  $14,3 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ , составляет  $12,4 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  (в интервале от  $25^{\circ}\text{C}$  до  $450^{\circ}\text{C}$ ) и по этому показателю считается самым стабильным из всех существующих материалов для металлокерамики, так как его КТР фактически не изменяется при многократных обжигах [Дьяконенко Е. Е., 2001].

Этим свойством материал отличается от некоторых фарфоров (например, *Вита VMK*, *Вита Омега*), КТР которых резко возрастает с кратностью обжига. Поэтому благодаря постоянству КТР фар-

фора *ЕХ-3 Норитаки* на керамической облицовке практически не возникают трещины.

Различия коэффициентов термического расширения керамики и металла влекут за собой появление дефектов на протезе.

По внешнему виду дефектов можно определить причину их образования:

— если КТР сплава больше, чем у керамики, то при охлаждении последняя подвергается воздействию сжимающих напряжений, что может вызвать ее сколы;

— если КТР сплава меньше, чем у керамики, то возникающие при охлаждении растягивающие напряжения могут привести к расстрескиванию последней.

Таким образом, несоблюдение технологии производства, изменение в конечном счете различных показателей всех вышеперечисленных составляющих, приводит к нарушению монолитности и целостности металлокерамической конструкции — к сколу покрытия.

Причин откалывания керамических покрытий несколько:

- 1) неправильная моделировка каркаса;
- 2) неправильная струйная обработка металлической поверхности каркаса;
- 3) слишком гладкая поверхность каркаса из неблагородных сплавов;
- 4) загрязнение каркаса;
- 5) ошибки при нанесении грунтового слоя покрытия;
- 6) ошибки при обжиге и охлаждении покрытия;
- 7) чрезмерное число обжигов с целью корригирования формы и цвета;
- 8) неустраненные блокирующие окклюзионные контакты;
- 9) возникновение внутренних напряжений в каркасе протеза при его наложении, обусловленное ошибками подготовки опорных зубов и припасовки каркаса.

В случае скола керамической облицовки последняя подлежит реставрации непосредственно в полости рта. Для этого место скола должно быть тщательно высушено, а обнаженная металлическая поверхность подлежит обработке карборундовой головкой, что придает ей шероховатость (рис. 23, а). На поверхностях керамического слоя, прилегающих к дефекту, делается скос приблизительно на глубину 2 мм (рис. 23, б) с применением водяного охлаждения. Область дефекта вновь высушивается и без давления, при скорости 6000—10 000 об./мин обрабатывается шлифовальным инструментом (рис. 23, в). Затем дефект насухо очищается с помощью специальной кисточки с коротким ворсом (рис. 23, г). Чистой кисточкой, тонким слоем, на металлическую и керамическую поверхности дефекта наносится жидкость для силанизации, которая высушивается



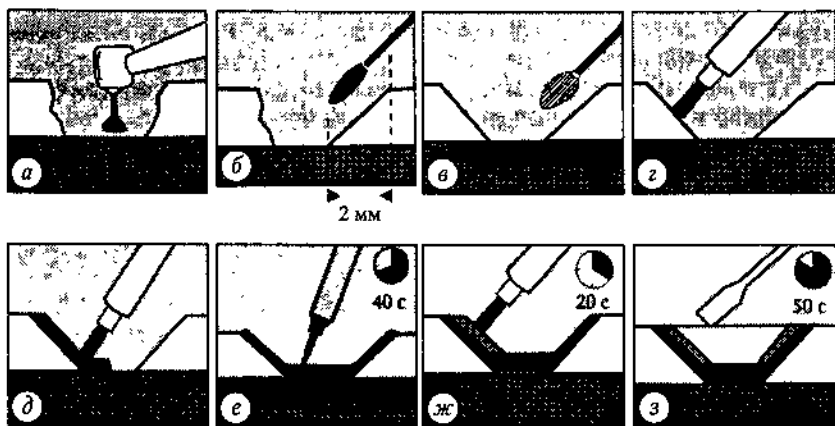


Рис. 23. Схема реставрации облицовки несъемного протеза (а–з).  
Пояснения в тексте

на воздухе без использования струи пистолета (рис. 23, д); металлическая поверхность покрывается непрозрачным грунтом из шприца (пропорция жидкости и порошка составляет 1,5 : 1,0) и обрабатывается светом галогеновой лампы в течение 40 с (рис. 23, е). Другой тип непрозрачного грунта накладывается на скосы керамического слоя и полимеризуется в течение 20 с (рис. 23, ж). Появившийся на поверхности грунта клейкий слой нельзя удалять или загрязнять, так как он важен для соединения с реставрационным компомером.

Затем подбирается композиционный материал необходимой расцветки, например *Арабеск Топ* из системы *Цимара* (Германия), и послойно накладывается в дефект (рис. 23, з). Каждый слой полимеризуется с помощью галогеновой лампы в течение 40 с. Шлифование проводится полимерным диском с тонким алмазным покрытием. Полирование осуществляют силиконовыми полирами с помощью полировочной пасты для компомеров.

Эта же реставрационная система может применяться и для восстановления полимерной облицовки.

В клинике для облицовки цельнолитых металлических каркасов несъемных зубных протезов используются керамические массы отечественного и импортного производства.

Отечественная масса КС предназначена для облицовки металлических каркасов несъемных зубных протезов из кобальтохромового сплава. Она представляет собой тонкоизмельченные порошки. Изделия из этой массы не оказывают раздражающего действия на ткани слизистой оболочки полости рта. Выпускается в наборе из 11 цветов грунтовых и дентинных масс и двух прозрачных

масс. Режим обжига отечественной фарфоровой массы МК приведен в таблице 50.

В настоящее время среди разработок керамических масс, поставляемых на российский рынок, следует отметить массу *Херацерам* (Германия), которая совместима со всеми сплавами неблагородных и благородных металлов (в том числе содержащих серебро), имеющими коэффициент термического расширения (КТР)  $13,5-14,9 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$  в диапазоне температур  $25-600^{\circ}\text{C}$ .

Комплект этой керамической массы (см. табл. 51) представлен:

- набором порошкообразных грунтовых масс 16 цветов (A1, A2, A3, A 3/5, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D2, D3, D4), дополненных 6 интенсивными красителями и специальной жидкостью;

- набором готовых к использованию пастообразных грунтовых масс 16 цветов, дополненных специальной жидкостью и 6 интенсивными красителями (модификаторами грунта), которые позволяют получить любой необходимый оттенок;

- набором из 16 цветов дентинной массы, 4 масс режущего края, а также прозрачной, десневой, коррегирующей и глазурной масс с жидкостями (моделировочной, изолирующей и для красителей);

- набором из 7 цветов плечевых масс и специальной жидкостью;

- набором из 15 красителей дентина (белый, серый, черный, небесный, розовый, слоновая кость, пшеничный, карамельный и др.) с жидкостью, 6 красителей грунтовых масс с жидкостью, а также эмалевая масса;

- набором керамических масс *Херацерам Матрикс* (см. табл. 52) для создания дополнительного цветового эффекта представлен:

а) основными компонентами:

- 5 мамелон-дентиновыми массами (MD1, MD2, MD3, MD4) и 3 вторичными дентин-массами (SD1, SD2, SD3), в которых за счет баланса цветности и флюоресценции реализовано естественное свечение мамелоновых структур. Кроме того, эти массы во взаимодействии с дентином нужного цвета повышают насыщенность цвета в пришеечной области облицовки;

- 4 объемными массами (VL1, VL2, VL3, VL4), которые за счет высокой флюоресценции контролируют яркость в соотношении с цветностью отдельных цветов (A1; A2; A3) при трехслойном нанесении облицовки. Эти массы наносятся на дентинный слой с утолщением у режущего края с последующим плавным переходом непосредственно к пришеечной зоне облицовки, что нивелирует яркость слоя в правильном соотношении с основным цветом. По-

следующее нанесение кисточкой мамелоновых масс на объемные массы создает типичный для мамелона контур. Возникает впечатление игры светлых и более сильно окрашенных участков, а сам контур мамелона при этом подчеркивается флюоресцирующей объемной массой;

— 4 массами режущего края (опаловые массы) (OS1, OS2, OS3, OS4), обеспечивающими восстановление анатомической формы облицовки. При необходимости кромка режущего края может быть выделена нанесением слоев прозрачных опаловых масс (см. ниже);

б) *дополнительными компонентами* — модификаторами масс режущего края (OT1—OT10) для придания облицовке индивидуальных особенностей цветовой гаммы эмали естественных зубов пациента.

Обжиг этой керамической массы, проводимый при температуре 880 °С (см. табл. 54) в специально разработанной печи *Херамат-Ц*, не приводит к существенной ее усадке, что обеспечивает пространственную стабильность облицовочного материала. Кроме того, сочетание грунтового, дентинного и эмалевого слоев позволяет воспроизвести цвет, который не зависит от толщины облицовки. При этом грунтовый слой даже при минимальной толщине в 100 мк, как указывают специалисты фирмы «Хереус Кульцер», обладает хорошими хромоформными свойствами, полностью исключая необходимость использования грунтовых дентинов, т. е. является фактически грунтово-дентинным слоем. Подготовку металлического каркаса и послойное нанесение массы проводят известным способом с помощью специальных кисточек.

Резюмируя отмеченное выше, следует подчеркнуть, что при использовании массы *Херацерам* можно провести последовательно очень короткие по времени (см. табл. 53) циклы обжига, поскольку конструктивные особенности малогабаритной печи *Херамат-Ц* (30 × 33 × 58 см), имеющей 100 программ (30 стандартных и 70 видоизменяемых пользователем в зависимости от сплава металла), позволяют провести короткую предварительную сушку и осуществить быстрое включение на цикл при температуре 600 °С. Как уже указывалось нами ранее, очень важной характеристикой печи для обжига керамических масс является регулируемая в широком диапазоне скорость нагрева. Данная печь имеет диапазон скорости от 10 до 100 °С/мин.

В клинике широко известны и популярны массы фирмы «Ивоклар» (Лихтенштейн), которая постоянно совершенствует и расширяет комплектацию указанной продукции.

При этом следует отметить, что, кроме обычного выпуска масс в форме порошка и жидкости, фирма производит готовые к применению пастообразные материалы, консистенция и отличная устой-

чивость которых обеспечивают высокую кроющую способность при нанесении материала тонкими слоями.

Точный состав компонентов, входящих в состав масс *IPS-Классик* (см. табл. 47), позволяет регулировать основные свойства керамических масс, таких, как коэффициент термического расширения, рост кристаллов и др. Это дает возможность смешивания всех керамических материалов фирмы «Ивоклар».

Основной ассортимент *IPS-Классик* представлен следующими компонентами:

1) порошок непрозрачной (грунтовой) массы для заполнения пустотелого каркаса промежуточной части мостовидного протеза, полученного с использованием стандартных восковых заготовок (см. гл. 8.2);

2) 20 паст различных оттенков (см. табл. 58 и 59) непрозрачной (грунтовой) и дентинной масс, которые могут наноситься тонким слоем;

3) набор (5 цветов) пастообразной, интенсивно окрашенной, непрозрачной (грунтовой) массы, которая наносится (при необходимости) перед вторым обжигом грунтовой массы;

4) набор (9 цветов) пастообразной, интенсивно окрашенной дентинной массы, которая наносится перед вторым обжигом дентинной массы;

5) набор прозрачных масс (4 цвета) для достижения эффекта стекловидности, а также создания режущего края (5 цветов), что делает возможным имитацию естественной эмали зубов. При различном освещении цвет естественной зубной эмали может быть различных оттенков — от голубовато-белого до желто-оранжевого. Эта игра цвета в режущей зоне может быть воспроизведена при использовании масс режущего края;

6) пастообразная глазурная масса — для придания облицовке естественного блеска;

7) средства для изоляции гипса от керамической массы (жидкость *Модельсепаратор*, высыхающая в течение 2 мин после нанесения) и для разделения слоев керамической массы (жидкость *Керамиксепаратор*);

8) три жидкости для моделирования: *N* — для нанесения небольшого количества керамической массы кисточкой, *L* — медленно высыхающая жидкость, *S* — для нанесения массы шпателем с последующей конденсацией и высушиванием, т. е. для быстрого моделирования.

Несомненным достоинством является и то, что в дополнение к основному набору выпускаются:

1) массы *IPS-Классик* шести наиболее распространенных цветов, которые чаще других используются в клинике;

2) набор индивидуальных масс (*IPS-Импульс*), который облегчает внесение эффектов естественности в восприятие протеза. Достоинством такого набора является также естественный цветовой вид благодаря опаловому эффекту пяти мамелоновых масс, двух масс для резцов и режущего края. Этот набор также выпускается в отдельных упаковках;

♦ *Мамелон* (фр. *matelon* — сосок, бугорок, холм) — один из трех бугорков, иногда имеющих на режущем крае резцов.

3) при необходимости использования в арсенале зубного техника имеются специальные дентинные массы, основной набор которых состоит из 14 цветов, с их помощью даже при самых трудных условиях достигается хороший эстетический эффект;

4) массы для края коронки («плечевые массы») поставляются в наборе из 14 основных цветов. Достоинством этого набора масс является наличие:

- специальной расцветки, которая используется и в кабинете, и в зуботехнической лаборатории для непосредственного определения цвета. Поэтому наличие у зубного техника расцветки позволяет проводить индивидуальное послойное нанесение масс, контролировать результаты обжигов, осуществлять различные способы послойного нанесения материала, сравнивать цветовые оттенки;

- изолирующего карандаша с моделировочной жидкостью, которые обеспечивают простое снятие каркаса с рабочей модели после моделирования края коронки. Плечевая масса упрочняет периметр шейки искусственной коронки и применяется после обжига непрозрачного (грунтового) слоя;

5) набора пастообразных дентинных красок (*IPS-Шэйдз*) — 15 цветов в шприцах;

6) красок для керамических материалов (*IPS-Стэйнс-Р*) в виде пасты для непосредственного нанесения на керамическую поверхность. Кроме того, их можно добавлять в керамические массы. Поставляются девяти цветов (от белого до черного).

Таким образом, использование керамических масс *IPS-Классик* обеспечивает:

- простое и экономичное применение пастообразных масс;
- естественный вид облицовки благодаря опаловому эффекту и светопроницаемости различных масс;
- быструю по времени коррекцию цвета с помощью пастообразных дентинных красок;
- создание оптических эффектов с использованием пастообразных масс режущего края;
- минимальную усадку масс при обжиге;

- естественную флюоресценцию;
- возможность использования с большинством благородных и неблагородных сплавов металлов (см. табл. 31). Массы типа *IPS-Классик* при обычном обжиге (без процесса длительного охлаждения) годятся для сплавов, КТР которых составляет  $14-15 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ ;
- совместимость с другими керамическими массами фирмы «Ивокра»;
  - совпадение цвета с расцветкой *Хромаскоп*.

♦ *Хромаскоп* — универсальная расцветка (см. табл. 60). Она состоит из 20 цветов, которые подразделяются на 5 наглядных съемных цветовых наборов («белый», «желтый», «светло-коричневый», «серый», «темно-коричневый»). По окончании определения основного оттенка дальнейшие операции определения цвета осуществляются лишь в рамках соответствующего набора.

Главное преимущество расцветки *Хромаскоп* (рис. 24) заключается в широком диапазоне ее применения:

- при протезировании с использованием керамических материалов *IPS-Классик* и *IPS-Эм-пресс*;

- при протезировании съемными протезами с использованием пластмассовых зубов *SR-Антарис* (передних) и *SR-Постарис* (боковых);

- при протезировании несъемными протезами с полимерной облицовкой материалами *SR-Хромазит*, *SR-Спектразит*;

- при пломбировании зубов материалами типа *Гелио-моляр*, *Гелиопрогресс*, *Тетрик*.

В последние годы в Лихтенштейне начат выпуск двух наборов (6 и 10 цветов) для облицовки металлокерамических протезов *IPS Dn. Сайн* и *IPS Dn. Сайн Бэйзик-Кит*.

**Технология облицовки металлического каркаса несъемного протеза массами *IPS-Классик*** предполагает следующие обязательные мероприятия:

- 1) получение и подготовка металлического (цельнолитого) каркаса несъемного мостовидного протеза к нанесению керамических масс:

- при моделировании промежуточной части (тела) мостовидного протеза используются пустотелые восковые заготовки (см. гл. 8.2),



Рис. 24. Подбор цвета облицовки и искусственных зубов с помощью стандартной расцветки *Хромаскоп*

которые, кроме сокращения затрат времени на моделирование, уменьшают расход сплава металла при замене восковой репродукции на металл и существенно уменьшают вес каркаса при сохранении его прочностных показателей;

- каркас мостовидного протеза после пескоструйной (оксид алюминия с размером частиц 50–200 мкм) и пароструйной обработки считается готовым к нанесению облицовочных керамических масс;

2) нанесение и обжиг облицовочных масс:

- пустотелая промежуточная часть каркаса цельнолитого мостовидного протеза заполняется шпателем подготовленной из порошка и моделировочной жидкости «S» непрозрачной (грунтовой) массой, которая тщательно уплотняется и выравнивается с помощью кисточки;

- на поверхность первого слоя непрозрачной массы (порошкообразный грунт + моделировочная жидкость «S») наносят второй слой пастообразного грунта. При этом не менее 75% поверхности каркаса должно быть покрыто грунтом. С помощью скальпеля делают надрезы в грунтовой массе, в области пустотелой части каркаса мостовидного протеза. Эта манипуляция позволяет контролировать процесс и объем усадки во время первого обжига грунтового слоя;

- в печи *Програмат Р90/Р95* выполняется первый обжиг грунтовой массы (см. табл. 57). Более того, для обжига могут быть использованы любые вакуумные печи, допускающие возрастание температуры до 55–60° С в мин, конечный вакуум — 10–20 мм рт. ст.;

- после первого обжига на поверхность каркаса снова наносят грунтовую массу, которая не только компенсирует усадку, но и полностью покрывает весь каркас протеза;

- в печи *Програмат Р90/Р95* выполняется второй обжиг грунтовой массы (см. табл. 57);

- нанесение дентинной массы осуществляется аналогично послойно. С последнего необожженного слоя убирается часть дентинной массы в расчете на прозрачную массу;

- затем малыми количествами наносят массу режущего края и прозрачную массу. После снятия мостовидного протеза с модели создаются контактные пункты с помощью дентинной массы и массы режущего края. Для того чтобы усадка облицовки каждого искусственного зуба происходила раздельно от других, межзубные пространства сепарируются с помощью острого инструмента;

- в печи *Програмат Р90/Р95* выполняется первый обжиг дентинной массы (см. табл. 57);

- по окончании первого обжига дентинной массы мостовидный протез подвергается обработке и очистке. Затем на его по-

верхность снова наносится дентинная масса и масса режущего края для корректурного обжига;

- в печи *Програмат Р90/Р95* выполняется второй обжиг дентинной массы (см. табл. 57);

- мостовидный протез после корректурного обжига обрабатывают шлифовальными дисками. Поверхность протеза очищается и покрывается глазурной пастой для проведения глазуровочного обжига;

- проведение глазуровочного обжига с глазурной массой (см. табл. 57).

Следует отметить, что, как и другие фирмы, специализирующиеся на производстве фарфоровых масс, искусственных зубов и пломбировочных материалов, фирма «Вита» (Германия) разработала свою шкалу расцветок — *Вита-Люмин-Вакуум*, которая более 40 лет является стандартом для всего мира. Эта расцветка представлена четырьмя вариантами основных типов, составляющих 16-цветную палитру: А1, А2, А3, А3/5, А4, В1, В2, В3, В4, С1, С2, С3, С4, D2, D3, D4. Диапазон применения этой шкалы расцветок таков:

- для керамических материалов из *Вита Омега/Омега-800*, *Вита VMK 68/95*, *Вита Титанкерамик*, *Вита Хай-Керам*, *Витадур Альфа*;

- при использовании искусственных пластмассовых и фарфоровых зубов *Виталан* (см. табл. 73–75).

Кроме того, предложена расцветка *Виталан 3D-Мастер* (Германия) — система оттенков 26 точек светлого спектра естественного зуба, основанных на насыщенности цвета, цветности (соотношение тонов) и оттенке. Эта расцветка состоит из пяти групп зубов различных цветов.

Набора оттенков, представленного расцветкой, недостаточно на все случаи жизни. Часто воспроизведение цвета достигается использованием красителей или комбинацией материалов различной окраски.

Поэтому, например, при работе с массами *Норитаки* (Япония) используют принцип внутреннего окрашивания, разработанный Хитоси Аосимой, заключающийся в том, что все характерные особенности зуба не рисуются красителями на поверхности зубного протеза, а моделируются изнутри.

Для этого был разработан специальный набор масс внутренних красителей *ILS* (аббревиатура от Internal Live Stein), который содержит жидкость для разведения и красящие массы (две голубые красящие массы для режущего края, две оранжевые для имитации мамелонов, красновато-коричневая, золотисто-коричневая, прише-



ечные красители трех расцветок, белая масса для внутреннего подкрашивания и светлая для разбавления красителей).

Коме того, для массы *Норитаки* выпускается набор красителей для надглазурного раскрашивания с широким диапазоном цветов. Коэффициент термического расширения красящих порошков в этих наборах составляет  $12,4 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ .

Чтобы удовлетворить все требования, необходимы определенные навыки врача и зубного техника и специальные вспомогательные материалы, которые имеются в дополнительном наборе.

Керамическая масса *Вита VMK-95* базируется на получившем признание фарфоре *VMK-68*. В ассортимент выпускаемых масс входят стандартный (содержит 41 оттенок фарфора), лабораторный и большой наборы. Массы *VMK-95* дают надежное воспроизведение цвета. В стандартной послойной методике хорошие результаты получают при трехслойной схеме: непрозрачный, дентинный и эмалевый слой.

Пластифицированные плечевые массы для фарфора *Вита Омега-900*, *Вита VMK-95* и *Вита Титаниум-Керамик* укрепляют край коронки. Сначала плечевые фарфоровые массы отверждаются в результате воздействия тепла вне печи (например, с помощью фена для волос), что позволяет пропустить один цикл обжига, так как коррекция уступа может быть выполнена при обжиге дентина. Пластифицирование позволяет легко снимать фарфоровую массу с модели, а также обеспечивает более точное краевое прилегание после проведения обжига.

Выпускаются также набор непрозрачного дентинного порошка, содержащий 16 цветов, и дополнительный набор из 15 цветов.

Фарфоры *Вита Интерно* (12 цветов) позволяют индивидуализировать особенности естественных зубов, создать эффект глубины. Высокая степень флюоресценции приводит к усилению яркости и интенсифицирует пропускание света. Хроматический эффект у этого фарфора может быть усилен путем смешивания с порошками дентинных и прозрачных масс. Керамику *Интерно* можно использовать также для создания эффекта глубины при недостаточной толщине дентинного слоя вследствие отсутствия места.

*Вита Акцент* — это набор тонкозернистых порошков (20 цветов) с однородным распределением красящих пигментов, что позволяет зубному технику точно имитировать естественную окраску зубов на последней стадии технологии зубного протеза. Красители позволяют воспроизвести трехмерный эффект, придающий естественный вид протезу и цветовую гармонию искусственных и естественных зубов.

В набор входит порошок для улучшения качества поверхности зубного протеза. Его добавка к красителям *Акцент* позволяет полу-

чить желаемую интенсивность окраски, создает большую прозрачность красителей и этим усиливает эффект трехмерности. Применение этого порошка способствует закрытию микропор и сведению к минимуму травмы десневого края.

Масса *Карат* (США) — материал последнего поколения — способна легко воспроизводить цвета, указанные на шкале расцветок *Биодент* и *Вита*, а также обладает свойством опалесценции.

- ♦ *Опалесценция* — явление рассеяния света мутной средой, наблюдаемое, например, при освещении большинства коллоидных растворов.

Желаемый цвет облицовки можно получить прозрачной (при достаточной толщине облицовки) или непрозрачной (при недостаточной ее толщине) дентинной массой. Обе дентинные массы могут комбинироваться или даже смешиваться при желании друг с другом. Кроме основного набора, выпускаются набор масс режущего края *Карат Опалэффект* и *Карат Бионак* — готовая к применению непрозрачная пастообразная фарфоровая масса, которая не требует смешивания, моделировки, конденсации и особой грунтовки. При такой сильно упрощенной технике тем не менее можно получить тонкий ровный слой.

Низкоплавкая стоматологическая керамика *Дуцерам-LFC* (Германия) по своему химическому составу, структуре, обрабатываемости и эксплуатационным качествам весьма своеобразна. Самым выдающимся ее свойством является низкая температура обработки, что и послужило основой для ее названия — Low-Fusing Ceramic (LFC).

Низкоплавкий фарфор *LFC* представляет собой кристаллическую структуру с частицами размером от 5 до 15 микрон. Его твердость составляет 420 HV (по Виккерсу), что близко к твердости дентина — 370 HV. *Дуцерам* содержит меньше лейцита, что дает более низкий коэффициент термического расширения и увеличенную светопроводимость по сравнению с обычными фарфоровыми материалами.

Поскольку низкоплавкая керамика готовится из обычного материала *Дуцерам*, то эти две массы совместимы. Таким образом, *LFC* и *Дуцерам* могут использоваться в двуслойной технологии как металлокерамических, так и в цельнокерамических конструкциях несъемных зубных протезов.

Отличительные свойства низкоплавкой керамики *LFC*:

- низкая температура обжига — 660–690° С;
- низкая точка образования стекла — 450° С;
- низкая точка размягчения — 540° С;

- гомогенная высокоплотная структура;
- увеличенная светопроводимость (85% от показателя оконного стекла);
- увеличенная светоотражающая способность;
- низкая твердость — 420 НV;
- улучшенный глянец поверхности;
- увеличенная гидролитическая сопротивляемость;
- увеличенная прочность — 110 Н/мм<sup>2</sup>;
- дальнейшее увеличение прочности до 160 Н/мм<sup>2</sup> после наложения в полости рта и контакта со слюной.

Характеристика световой динамики является главным эстетическим преимуществом гидротермального стекла и керамики. В результате их более низкой температуры обжига материалы LFC являются единственными доступными в настоящее время массами, обладающими оптическими качествами и опалесценцией, присущими натуральному зубу.

При работе с низкоплавкой керамикой фирма «Дуцера» (Германия) рекомендует соблюдать следующие основные правила:

- дентинные цвета LFC по насыщенности слабее, чем у исходной керамики, и требуют добавки 20–50% соответствующих модифицирующих масс к дентину;
- опаловые массы для режущего края не должны применяться в виде однослойного покрытия режущего края;
- заключительный формообразующий слой массы должен состоять из композиции 50% прозрачной и 50% опаловой массы;
- заданная конечная температура обжига масс режущего края при глазуровании должна повышаться осторожно — плавно и максимально на 10–15° С;
- основа вестибулярной облицовки из стандартной металлокерамической массы *Дуцерам* должна спекаться при скорости подъема температуры 100–120° С/мин на огнеупорном фрагменте модели;
- чем быстрее подъем температуры и короче скорость охлаждения, тем выше должна быть конечная температура. Иначе полное однородное спекание массы с огнеупорным фрагментом модели не будет обеспечено.

Для создания **цельнокерамических протезов** используются массы *Витадур*; *Витадур N*; *NBK-1000*; *ОПС* и его последующая модификация *Оптэк*; *Хай-Керам* и его последующая модификация *Ин-Керам* на основе оксида алюминия.

*Витадур Альфа* — фарфор для облицовки алюмооксидных каркасов одиночных коронок и мостовидных протезов из трех звеньев на передние зубы из керамического материала *Вита Ин-Керам*. Этот фарфор предназначен для создания вкладок, накладок, вестибулярных облицовок, полукоронок, а также облицовки каркасов,

полученных фрезерованием керамических блоков *Вита Селей Элумайнз Блэнкс*.

Альтернативой металлического каркаса при протезировании металлокерамическими протезами является новая разработка специалистов фирмы «Вита» (Германия), предложивших ввести в рецептуру массы *Ин-Керам* оксид циркония. Новый материал характеризуется высокой прочностью на изгиб, хорошей краевой точностью, токсикологической инертностью, эстетичностью.

Фирма «Ивоклар» (Лихтенштейн) рекомендует использовать керамическую массу *IPS-Эмпресс*, основой которой является упрочненное лейцитом стекло, содержащее латентные частицы, стимулирующие рост кристаллов.

Набор материалов *IPS-Эмпресс* представлен комплектами:

- сырьевых керамических масс в виде порошка (20 цветов дентина по шкале *Хромаскоп*, 4 массы режущего края, нейтральная и корректировочная массы) и жидкостей для моделирования;
- девяти светоотверждающих культовых материалов в шприцах, которые предоставляют большие возможности имитации цвета естественных зубов. Световая полимеризация культового материала проводится в аппарате *Спектрамат-мини*;
- фосфатных формовочных масс для паковки моделированных из воска коронок, облицовок и вкладок.

Существенным моментом в технологии цельнокерамических несъемных протезов из материала *IPS-Эмпресс* является то, что их производство осуществляется после получения формы. Для этого восковая репродукция протеза помещается в формовочную массу.

После предварительного нагревания в *прессовочной пеге EP-500* под давлением масса прессуется в муфель. Путем прессования и обжига порошкового полуфабриката получают сырьевые заготовки протеза. Процесс заканчивается двумя этапами:

- окрашиванием, когда нужный цвет коронок или вкладок достигается посредством глазуровочных обжигов;
- наслоением, когда правильной анатомической формы добиваются добавлением массы режущего края. Технология завершается обжигом в печи *Програмат P95*.

В ходе такого многоступенчатого технологического процесса путем управляемой кристаллизации в стеклянной матрице образуются кристаллы лейцита в размере нескольких микрометров. Гетерогенная структура и возникновение напряжений сжатия приводят к повышению прочности изделия. К этому можно добавить абразивность, сравнимую с таковой у естественной эмали, и хорошие эстетические показатели.

Другой представитель прессованной керамической массы — *ОРС-3G* (аббревиатура от *Optimal Pressable Ceramic, США*) — со-

стоит из удлинённых частиц (кристаллов) дисиликата лития размером от 0,5 до 4 мкм, хаотичное расположение которых увеличивает прочность в 2 раза. В отличие от традиционного фарфора с температурой спекания в  $960^{\circ}\text{C}$  температура прессования каркасного материала составляет  $920^{\circ}\text{C}$ , а температура обжига облицовочного материала —  $774^{\circ}\text{C}$ . Прочность на изгиб (для каркаса и облицовки протеза) составляет соответственно  $300 \pm 30$  МПа и  $105 \pm 23$  МПа.

Следует отметить, что различие в коэффициентах термического расширения облицовочного материала ОРС ( $18,0 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ ) и материала ОРС-3G для каркасов ( $10,3 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ ) не позволяет комбинировать их при создании протезов.

#### 4.8. СИТАЛЛЫ

♦ Ситаллы — это стеклокристаллические материалы, состоящие из одной или нескольких кристаллических фаз, равномерно распределённых в стекловидной фазе.

Ситаллы применяются при протезировании переднего отдела зубных рядов искусственными коронками и мостовидными протезами небольшой протяжённости. Их отличают токсикологическая инертность, высокая прочность, твердость, химическая и термическая стойкость, низкий коэффициент расширения. Основным недостатком ситаллов является одноцветность массы и возможность коррекции цвета только нанесением на поверхность протеза эмалевого красителя.

Ситаллы состоят из большого количества кристаллов, которые связаны между собой межкристаллической прослойкой. Размер кристаллов, как правило, менее 1 мкм, а их концентрация может меняться в значительных пределах (20–70% по объёму).

Степень закристаллизованности и вид кристаллической фазы (кордиерит, сподумен, дисиликат лития) определяют основные **физико-механические свойства** ситаллов: прочность, упругость, хрупкость, твердость.

Прочность характеризует свойство ситалла сопротивляться разрушающей внешней нагрузке. В зависимости от вида статической нагрузки различают предел прочности при растяжении, сжатии, изгибе, ударе, кручении.

В зависимости от состава прочность ситаллов на изгиб изменяется от 0,03 до 0,12 МПа, на сжатие — от 0,5 до 2,6 ГПа, т. е. конструкции из ситаллов более выносливы к нагрузкам на сжатие, чем на изгиб. Ситаллы обладают только упругой деформацией, при

этом модуль упругости составляет 40–90 ГПа. Величина модуля упругости является функцией прочности связей Me–O, Si–O.

Увеличение содержания щелочных металлов уменьшает значение модуля упругости, а оксиды щелочно-земельных элементов повышают этот показатель. Большое влияние на упругие свойства ситаллов оказывает режим термообработки: при резком понижении температуры, при охлаждении изделий из ситаллов модуль упругости понижается.

В *таблице 61* представлены некоторые технологические характеристики ситалла.

Стоматологический ситалл имеет плотность 2300 кг/м<sup>3</sup>, прочность при сжатии 4000–5000 МПа, прочность при изгибе 200–300 МПа, ударную вязкость 3–4 Дж/м<sup>2</sup>, микротвердость 65–750 кг/м<sup>2</sup>. Материал имеет повышенную стойкость к коррозирующему воздействию агрессивных сред.

Во время варки стекломассы влияние вязкости на процесс удаления газовых включений (осветление) и усреднение состава по объему (гомогенизация) имеет существенное значение — чем меньше вязкость, тем быстрее проходят указанные процессы и варка стекла. На литейные свойства стекломассы в основном влияет температурная зависимость вязкости — минимальные изменения вязкости при значительных изменениях температуры.

Основными факторами, определяющими зависимость вязкости от температуры, являются содержащиеся в составе оксиды. Так, Li<sub>2</sub>O, K<sub>2</sub>O, Na<sub>2</sub>O, ZnO, фториды уменьшают вязкость, делают стекла «длинными» (т. е. отношение градиента вязкости к градиенту температуры минимально). Такие окислы, как ZrO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Cr<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, увеличивают вязкость.

Превращение стекла в ситалл происходит при специальной термической обработке, в процессе которой наблюдаются зарождение центров кристаллообразования и рост кристаллов. Кристаллизационная способность стекол зависит от состава и количества выведенных инициаторов кристаллизации.

Учитывая специфику зубного протезирования, процесс лучше проводить при пониженных температурах и с минимальной выдержкой, т. е. стекла должны иметь кристаллизационную способность, исключаящую спонтанную кристаллизацию при формировании протеза и обеспечивающую получение ситаллового изделия в короткий срок.

Основными факторами, влияющими на получение качественных отливок при минимальной толщине 0,2–0,3 мм, являются: вязкость стекломассы, температура формы, скорость движения расплава, пористость и толщина стенок формы, причем указанные факторы находятся в зависимости друг от друга.

**Технология зубных протезов** из биологически инертных материалов включает в себя ряд последовательных процессов: подготовку сырьевых материалов, приготовление шихты, варку стекломассы и глазурей, литье, кристаллизацию отливок, уточнение цвета готовых изделий.

**Сырьевые материалы** предварительно высушиваются при 100–110° С в сушильных шкафах.

**Приготовление шихты** предусматривает весовое дозирование, перемешивание шихты в барабанах на валковых мельницах в течение 40–45 мин до получения гомогенной смеси. Последняя увлажняется до 8% и фасуется в брикеты по 100–120 г. Состав шихты для получения стеклогранулята представлен в *таблице 62*.

**Варка стекол** осуществляется в электрической гарнисажной печи непрерывного действия в течение 2–2,5 ч при температуре  $1250 \pm 20^\circ \text{C}$ . При этом в печи создается слабовосстановительная газовая среда путем ввода в состав шихты углерода. После варки стекло выливается в емкость с водой для получения стеклогранулята, который подсушивается и в готовом виде расфасовывается. Варка небольшого количества стекла проводится в электрической печи с карборундовыми нагревателями в алундовых тиглях.

**Варку глазури** осуществляют после загрузки шихты в электрическую печь, разогретую до  $1250^\circ \text{C}$ , в алундовых тиглях емкостью 1–2 л. Грануляция глазури проводится путем выливания расплава в воду. После сушки выполняют тонкий сухой помол глазури или помол в нейтральной жидкости в шаровой мельнице с последующей фасовкой по 20–30 г. Глазурь наносится на изделие в виде пасты из порошка и пластификатора — глицерина со спиртом.

После подготовки полости рта к протезированию и получения оттисков известным способом проводятся операции, связанные с получением протезов методом литья.

Известны *Сикор* (ситалл для коронок), *Симет* (для ситалло-металлических протезов), *литевой ситалл*. Все они разработаны в ММСИ им. Н. А. Семашко и Алма-Атинском медицинском институте (В. Н. Копейкин, А. А. Седунов, И. Ю. Лебеденко и др.).

Продолжающиеся попытки заменить металлический каркас металлокерамических протезов ситалловым позволяют надеяться на его перспективность.

Ситаллы в чистом виде и с добавлением гидроксилатапата (так называемые биоситаллы\*) применяются в качестве имплантатов как для опоры зубных протезов, так и при альвеолопластике (С. А. Кобзев, Е. А. Вукколова и др.).

---

\* На наш взгляд, применение корня «био-» по отношению к веществам и явлениям неживой природы является неправомерным. (*Прим. ред.*)

#### 5.1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ О ПОЛИМЕРАХ, ИХ СВОЙСТВАХ И ПРИМЕНЕНИИ

- ♦ *Полимеры* (от поли... + греч. meros — доля, часть) — вещества, молекулы (макромолекулы) которых состоят из большого числа повторяющихся звеньев.

Полимеры (термин введен в 1883 г. Й. Я. Берцелиусом) — основа пластмасс, химических волокон, резины, лакокрасочных материалов, клеев. При этом различают 2 основных механизма получения полимеров: посредством полиприсоединения и поликонденсации (см. с. 44).

Создание полимеров для стоматологии нередко приводит к разработке материалов, нашедших применение в других областях медицины и техники. Таким примером является разработка эпоксидных смол, а также быстротвердеющих композиций аминпероксидной системы, широко применяющихся теперь в технике и медицине.

Основными исходными соединениями для получения полимерных стоматологических материалов являются мономеры и олигомеры [моно-, ди-, три- и тетра(мет)акрилаты]. Моноакрилаты летучи, поэтому их используют в комбинации с высокомолекулярными эфирами, это позволяет уменьшить усадку полимера (см. с. 34). Ди-[три-, тетра-](мет)акрилаты содержатся в большинстве композиционных восстановительных материалов (см. гл. 6), а также в базисных пластмассах в качестве сшивагентов (см. с. 35).

Для облегчения переработки полимеров и придания им комплекса требуемых физико-механических (прочность на удар, излом, изгиб, растяжение, сжатие и др.; соответствие цвету твердых тканей зубов или слизистой оболочке полости рта, твердость, абразивная стойкость), химических (прочность соединения с искусственными зубами, минимальное содержание остаточного мономера), технологических (простота, удобство и надежность переработки) и других свойств (см. ниже) в их состав вводят различные компоненты — наполнители (см. с. 36), пластификаторы (см. с. 54), стабилизаторы, красители, сшивагенты, антимикроб-



ные агенты, которые хорошо смешиваются в полимере с образованием однородных композиций и обладают стабильностью этих свойств в процессе переработки и эксплуатации полимерного материала.

Наполнители вводят для улучшения физико-механических свойств, уменьшения усадки, повышения стойкости к воздействию биологических сред. В стоматологических сополимерах в основном применяют порошкообразные наполнители (различные виды кварцевой муки, силикагели, силикаты алюминия и лития, борсиликаты, различные марки мелкоизмельченного стекла, гидросиликаты, фосфаты).

Введение в сополимерные композиции пластификаторов (см. с. 54) позволяет придать им эластические свойства, а также стойкость к действию ультрафиолетовых лучей.

Для придания полимерным стоматологическим композициям цвета и оттенков, имитирующих зубные ткани, слизистую оболочку, в их состав вводят различные красители и пигменты. Основными требованиями к ним являются их безвредность, равномерность распределения в сополимерной матрице, устойчивость в сохранении цвета под воздействием внешних факторов и биологических сред, хорошие оптические свойства.

Для получения полимеров используются радикальные и частично ионные инициаторы (чаще других применяется перекись бензоила).

♦ *Инициаторы* — вещества, которые при своем разложении на свободные радикалы начинают реакцию полимеризации.

Добавление активаторов в небольших количествах к катализатору (см. с. 26) вызывает значительное увеличение активности последнего.

♦ *Активаторы* (от лат. *activus* — деятельный) — химические вещества, усиливающие действия катализаторов.

В качестве ингибиторов (см. с. 26) чаще всего используют различные хиноны, главным образом гидрохинон.

Набор вышеперечисленных компонентов полимерных материалов определяет в конечном счете все его **физико-механические свойства**.

*Деформационно-прогностные свойства* полимерных стоматологических материалов в значительной степени изменяются под влиянием молекулярной массы и разветвлений макромолекул, поперечных сшивок, содержания кристаллической фазы, пластификаторов и прививок различных соединений.

Для оценки основных физико-механических свойств стоматологических сополимеров определяются следующие показатели:

- прочность на разрыв;
- относительное удлинение при разрыве;
- модуль упругости;
- прочность при прогибе;
- удельная ударная вязкость.

Важнейшими характеристиками базисного материала являются его *пластичность* и *ударопрочность*. В основном эти свойства определяют функциональные качества и долговечность протеза.

Одним из основных качеств сополимерных материалов является *водопоглощение* (набухание), которое может приводить к изменению геометрических форм базисных пластмасс, ухудшать оптические и механические свойства, способствовать инфицированию. Водопоглощение как физическое свойство проявляется при длительном пребывании базисных пластмасс (т. е. базиса протеза) во влажной среде полости рта.

Увеличение *ударной прочности* и эластичности хрупких сополимеров может быть достигнуто путем их совмещения с эластичными сополимерами.

К *теплофизическим свойствам* сополимерных материалов относятся теплостойкость, тепловое расширение и теплопроводность.

Величина *теплостойкости* определяет предельную температуру эксплуатации материала. Так, например, теплостойкость полиметилметакрилата по Мартенсу равна 60–80° С, а по Вика — 105–115° С. Введение неорганических наполнителей повышает теплостойкость, введение пластификаторов ее снижает.

*Тепловое расширение* характеризуется величиной линейного и объемного расширения.

*Теплопроводность* определяет способность материалов передавать тепло и зависит от природы (см. табл. 20) сополимерной матрицы, природы и количества наполнителя (пластификатора). Так, например, для полиметилметакрилата (ПММА) величина теплопроводности равна  $1,19 \times 10^7$  м<sup>2</sup>/с. С повышением молекулярной массы полимеров теплопроводность возрастает. Поскольку теплопроводность ПММА очень низка, он является изолятором. Это пагубно сказывается на физиологии полости рта (см. гл. 14).

Многообразие применяемых в клинике ортопедической стоматологии полимерных материалов создает определенные трудности для создания унифицированной классификации, так как в качестве классификационного признака могут быть использованы самые разные критерии.

## **Классификация полимеров**

### **1. По происхождению:**

- природные, или биополимеры (например, белки, нуклеиновые кислоты, натуральный каучук);
- синтетические (например, полиэтилен, полиамиды, эпоксидные смолы), получаемые методами полиприсоединения и поликонденсации.

### **2. По природе:**

- органические;
- элементоорганические;
- неорганические.

### **3. По форме молекул:**

— **линейные**, в которых структура молекул полимера или сополимера представлена в виде длинной цепочки, состоящей из мономерных звеньев, например звеньев метилметакрилата. Такие молекулы-цепочки изогнуты, переплетены, но они могут взаимно перемещаться при нагревании материала. Материал склонен к растворению в соответствующих растворителях. К этой группе следует отнести отечественный базисный материал АКР-15 (*Этакрил*, см. с. 144);

— **«сшитые»** полимеры, в которых структура полимера представлена в виде цепочек, связанных и «сшитых» в отдельных местах «перемычками», «мостиками сшивающего агента», например диметакрилового эфира гликоля. Таким образом, структуру полимера можно сравнить с сеткой, в которой цепочки не могут свободно перемещаться друг относительно друга. Такой материал не может раствориться ни в одном из растворителей, но может размягчаться при нагревании и набухать в некоторых растворителях. Подобным материалом является базисный материал *Акрел* (см. с. 145);

— **«привитые»** сополимеры содержат так называемый «привитой» полимер, способный к сополимеризации, т. е. полимер типа фторсодержащего каучука и другие, молекулы которого химически присоединены («привиты») к линейно-цепным молекулам другого полимера, например полиметилметакрилата (ПММА). Структура материалов этого типа неоднородна, мельчайшие частицы «привитого» сополимера делают материал непрозрачным, придают ему повышенную эластичность и ударопрочность в зависимости от природы «сшивания». К этой группе материалов следует отнести базисные материалы *Фторакс*, *Акронил* (см. с. 145) и др.

### **4. По назначению:**

1) **основные**, которые используются для съемных и несъемных зубных протезов:

- базисные (жесткие) полимеры;

- эластичные полимеры, или эластомеры (в том числе силиконовые, тиоколовые и полиэфирные оттисковые массы);
- полимерные (пластмассовые) искусственные зубы;
- полимеры для замещения дефектов твердых тканей зубов: материалы для пломб, штифтовых зубов и вкладок;
- полимерные материалы для временных несъемных зубных протезов;
- полимеры облицовочные;
- полимеры реставрационные (быстротвердеющие);
- 2) вспомогательные;
- 3) клинические.

К вспомогательным полимерным материалам следует отнести, как уже говорилось, некоторые оттисковые массы (см. гл. 2). Из полимеров выполнены стандартные (см. гл. 2) и индивидуальные (см. раздел 5.4) ложки для получения оттисков, стандартные и индивидуальные защитные полимерные колпачки и временные коронки (см. гл. 6) для защиты препарированных зубов.

Полимеры входят в состав композиционных материалов (см. гл. 6), некоторых фиксирующих цементах (см. гл. 7). Многие основные и вспомогательные полимерные материалы следует отнести к группе клинических, поскольку они используются врачом на клиническом приеме.

В соответствии с приведенной выше классификацией будет построено дальнейшее изложение материала.

## 5.2. ЖЕСТКИЕ БАЗИСНЫЕ ПОЛИМЕРЫ\*

Указанные материалы применяются для базисов съемных пластинчатых и дуговых (бюгельных) протезов.

В настоящее время в стоматологии в качестве базисных материалов широкое применение получили синтетические пластические массы (пластмассы).

- ♦ *Пластмассы* — материалы, основу которых составляют полимеры, находящиеся в период формирования изделий в вязкотекучем или высокоэластичном, а при эксплуатации — в стеклообразном или кристаллическом состоянии.

Применяемые в клинике ортопедической стоматологии базисные пластмассы можно классифицировать по общепринятым (традиционным) признакам:

\* В написании данного раздела принял участие д-р. мед. наук А. П. Бобров.

— по степени жесткости — пластмассы жесткие (для базисов протезов и их реставрации) и мягкие, или эластичные, которые применяются самостоятельно (боксерские шины) или в качестве мягкой подкладки под жесткий базис;

— по температурному режиму полимеризации делят на пластмассы высокотемпературного и низкотемпературного отверждения («быстротвердеющие»);

— по наличию красителей — на пластмассы «розовые» и «бесцветные» и т. д.

В то же время пластмассы как полимерные материалы делятся на 2 основные группы:

1) **термопластические (термопласты)** — при их затвердевании не протекают химические реакции и материалы не утрачивают способности размягчаться при повторном нагревании, т. е. они обратимы. Несмотря на успешные результаты ряда исследований по применению термопластов в качестве базисных материалов и методов создания из них зубных протезов литьем под давлением, этот вид материалов не нашел широкого применения в практике ортопедической стоматологии. По-видимому, аппаратурные сложности при получении протеза, отсутствие надежного соединения базиса из термопласта с искусственными акриловыми зубами тормозили широкое распространение этих материалов в практике (И. Ю. Поюровская);

2) **термореактивные (реактопласты)**, — при переработке которых в изделиях происходит химическая реакция, приводящая к отверждению, а материал при этом теряет способность размягчаться при повторном нагревании, т. е. он необратим.

В стоматологии несколько десятилетий удерживают первенство базисные материалы на основе производных акриловой и метакриловой кислот. Ведущую роль акриловые материалы заслужили благодаря своим главным свойствам:

- относительно низкой токсичности;
- удобству переработки;
- химической стойкости;
- механической прочности;
- эстетическим качествам.

Большинство базисных материалов в настоящее время содержит полиметилметакрилат (ПММА) как основной ингредиент.

Акриловые базисные пластмассы заменили каучук, применявшийся в качестве базисного материала до середины 1940-х годов, получили массовое распространение, кроме прочего, из-за достаточно простой технологии применения, доступной любой зуботехнической лаборатории.

Большое внимание специалистов уделялось работам по совершенствованию акриловых базисных материалов. Можно выделить следующие направления этих работ (И. Ю. Поюровская):

- сополимеризация акрилатов;
- изменения в режиме переработки полимер-мономерных акриловых композиций при производстве зубных протезов;
- полный отказ от акрилатов и применение для базисов литых термопластов или других материалов неакриловой природы, например полиуретана (Н. М. Балалаева).

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

- ◆ *Сополимеризация* — процесс образования макромолекул из двух и более мономеров.

Использование этого метода позволило получить отечественные базисные материалы — в 1972 г. материал *Фторакс* (В. Н. Батовский и др.), а исследование полиацеталей в составе базисных материалов привело к разработке в 1979 г. материала *Акронил* (М. З. Штейнгарт и др.).

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 (например, *Акрел*);
- получением сополимерных композиций (*Акронил*, *Фторакс*);
- введением пластифицирующих добавок (*Акронил*).

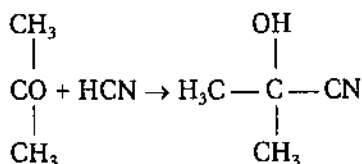
Таким образом, модификация акриловых полимеров остается основным путем совершенствования базисных материалов, с помощью которого можно достичь повышения ударной и усталостной прочности базисов съемных протезов. Примерами такой модификации являются: добавка каучуковой фазы в частицы-шарики порошка, введение в состав материала высокомолекулярных волокон. Введение высокомолекулярных полиэтиленовых волокон в базисный материал оказалось более эффективным в достижении повышенной ударной прочности материала, и при этом не ухудшались его эстетические свойства, как в случае добавления углеродных волокон (И. Ю. Поюровская).

Воздействие на полимеризующуюся пластмассу электромагнитного поля (ЭМП) радиочастотного диапазона заметно уменьшило содержание в ней остаточного свободного мономера и улучшило ее физические качества. Создателям указанной технологии (В. Н. Трезубов, А. П. Бобров, В. И. Зарембо, М. З. Штейнгатт, К. А. Макаров, Ю. М. Максимовский) присуждены звания авторов научного открытия (2001).

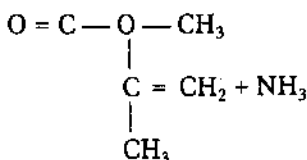
### 5.2.1. Промышленное получение акриловых базисных полимеров

Основным веществом, на базе которого создаются современные полимерные базисные материалы, является метиловый эфир метакриловой кислоты — метилметакрилат (ММА). Имеется несколько способов его получения, но наибольшим распространением пользуется способ, по которому исходным сырьем служит ацетон  $C_3H_6O$ , структурно представляемый формулой:  $CH_3-CO-CH_3$ .

При воздействии на ацетон, например, цианидом водорода образуется соединение ацетонциангидрид.



При воздействии на это соединение метиловым спиртом  $CH_3OH$  образуется метиловый эфир метакриловой кислоты с выделением свободного аммиака.



Общим методом синтеза эфиров метакриловой кислоты в промышленности являются дегидратация, омыление и этерификация соответствующим спиртом ацетонциангидрида. Таким способом получают жидкость препарата — мономер.

Мономер (ММА, или метиловый эфир метакриловой кислоты) представляет собой бесцветную жидкость с запахом ацетона. Плотность его  $0,955 \text{ г/см}^3$ , температура кипения  $103,3^\circ \text{C}$ . Он легко испаряется, под действием света и кислорода воздуха начинает поли-

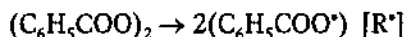
меризоваться. Способность полимеризоваться является главным свойством этого вещества, принадлежащего к производным углеводородов непредельного ряда. Чтобы предотвратить преждевременную полимеризацию, при хранении и транспортировке в мономер вводят ингибиторы (0,004–0,006%) — гидрохинон или дифенилпропан. Кроме ММА и ингибитора, в мономер нередко вводят сшивагент (1–2%) и активатор полимеризации.

Второй составной частью полимерного базисного материала является порошок — полимер или продукт полимеризации ММА, который называют полиметилметакрилатом (ПММА). Хотя ММА способен полимеризоваться под действием света и тепла, но тем не менее в производственных условиях предпочитают проводить полимеризацию в присутствии катализатора одним из следующих способов:

- блочным (с его помощью получают также плексиглас);
- в растворителях;
- суспензионным.

Наиболее прогрессивным является суспензионный способ, так как он дает возможность получить полимер в виде порошка различной дисперсности.

Для проведения суспензионной полимеризации применяют реакционный аппарат — реактор, имеющий мешалку и рубашку для теплоносителя. В реактор загружают воду и ММА в соотношении 2:1, инициатор (перекись бензоила до 2% от общего количества мономера), стабилизатор суспензии (крахмал и др.) и при необходимости — определенный краситель. Полимеризацию проводят при работающей мешалке, постепенно нагревая смесь до 80° С, выдерживают при этой температуре в течение 30 мин, а затем снова поднимают температуру до 95° С. При этом процесс полимеризации состоит из трех стадий: иницирования, роста и обрыва цепей. Полимеризация протекает по радикальному механизму — образование активных центров (свободных радикалов), роста цепи и обрыва цепи. Образованию активных центров способствует перекись бензоила, которая при нагревании распадается, образуя бензоатные радикалы.



Реакция роста цепи состоит из последовательного ряда элементарных актов взаимодействия свободного радикала с молекулами мономера. Эта реакция сопровождается выделением тепла. При температуре около 95° С полимеризация завершается. Для производства из ПММА (порошка) быстротвердеющих пластмасс количество инициатора полимеризации (перекиси бензоила) в нем дол-



жно содержаться с некоторым избытком — для обеспечения скорости полимеризации.

Базисный материал состоит из двух компонентов — жидкости и порошка.

*Жидкая часть* мономер-полимерной смеси содержит метилметакрилат (ММА) с ингибитором, иногда с небольшим количеством других мономеров, а также от 5 до 15% «сшивающих» добавок, таких как, например, диметакрилат этиленгликоля или триэтиленгликоля. Жидкость имеет резкий специфический запах, легко воспламеняется. Для предотвращения полимеризации мономера его фасуют во флаконы из темного стекла с плотной крышкой.

*Порошкообразная часть* содержит суспензионный сополимер ММА с небольшим количеством этил- или бутилметакрилата, или этилакрилата, которые вводятся для снижения хрупкости полимера. В нем содержатся и н и н и а т о р (обычно перекись бензоила), пигменты и другие добавки. Смесь (тесто) обычно отвердевает при нагревании, но может отвердевать при комнатной температуре, если в жидкую часть предварительно введен ускоритель, как правило, третичный амин, например диметилпаратолуидин.

Хотя полимеризация быстротвердеющих смесей никогда не бывает так полна, как смесей, отвердевающих при нагревании, ряд исследователей считает, что протезы, отвержденные при комнатной температуре, имеют меньшие упругие деформации и внутренние напряжения.

## 5.2.2. Технология пластмассового базиса протеза

Технология пластмассового базиса протеза предопределяет реализацию физико-механических, химических и других свойств пластмассы, заложенных в ее рецептуре.

С пластмассами, из которых идет создание базиса съемного протеза, работает преимущественно зубной техник в специально оборудованном производственном помещении зуботехнической лаборатории — полимеризационной комнате. Процессу производства пластмассового базиса предшествует ряд последовательных действий, выполняемых врачом-ортопедом и зубным техником, о чем подробно говорится в соответствующих учебниках.

Технология пластмассового базиса съемного протеза предполагает следующие обязательные манипуляции:

- подготовку гипсовой модели с восковым базисом, искусственными зубами (и кламмерами) к гипсовке в кювету;
- получение гипсовой пресс-формы;
- удаление воскового базиса из гипсовой пресс-формы с по-

следующим заполнением ее заранее приготовленной полимер-мономерной композицией базисной пластмассы;

— проведение полимеризации базисной пластмассы и последующей механической обработки базиса протеза, шлифования и полирования.

**Получение гипсовой пресс-формы.** На сегодня известны 2 основных варианта получения гипсовой пресс-формы, в которых проводится полимеризация базисной пластмассы: разъемная (рис. 25) и неразъемная.

**Получение разъемной гипсовой пресс-формы** следует отнести к классическому методу, при котором используют 2 замешивания гипса с необходимым интервалом времени между ними (см. *Свойства гипса*). Таким образом, полученная гипсовая пресс-форма состоит из двух частей, что позволяет после удаления воскового базиса раскрыть кювету (гипсовую пресс-форму), провести визуальную оценку качества удаления воска и в последующем заполнении (формовку) заранее приготовленной полимер-мономерной композицией.

Для заполнения разъемной гипсовой пресс-формы кюветы тестовидной массой последнюю помещают в одну из половинок кюветы, закрывают второй частью и под давлением в специальном прессе производят формовку. Такой метод замены воска на пластмассу получил в специальной литературе название компрессионного прессования. К принципиальным недостаткам данного метода следует отнести то, что в процессе формовки излишки полимер-мономерной композиции удаляются (выдавливаются) по линии разъема половинок кюветы и создаются предпосылки к увеличению толщины базиса протеза (рис. 26).

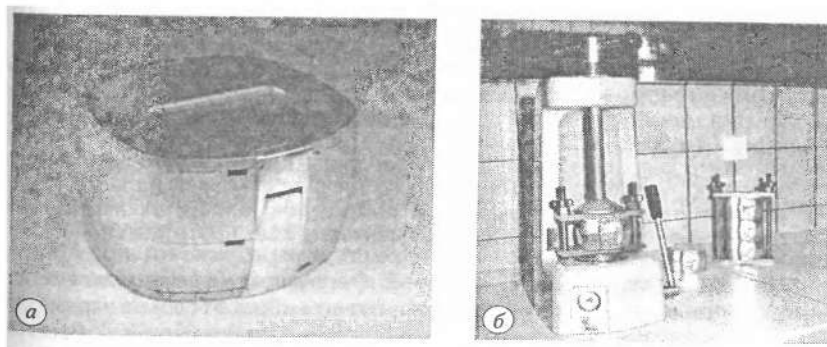


Рис. 25. Латунная кювета (а) и гидравлический пресс для кювет (б)

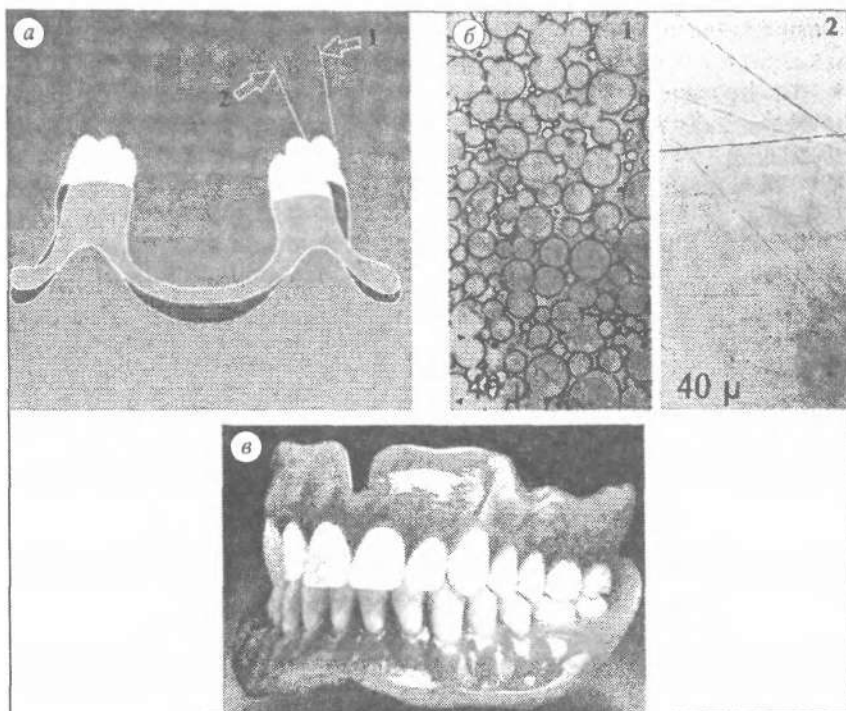


Рис. 26. Сравнение объемных (а) и структурных (б) изменений пластмасс при компрессионном (1) и инъекционно-литьевом (2) прессовании; в — готовые протезы

Степень этого увеличения равна толщине слоя пластмассы между половинками гипсовой пресс-формы. Кроме того, на эту же величину происходит вертикальное перемещение искусственных зубов относительно *протетической плоскости*.

- ♦ *Окклюзионная плоскость* — воображаемая плоскость, проводящаяся двумя способами. При первом она проходит через середину перекрытия центральных резцов и середину перекрытия мезиальных бугорков первых (при их отсутствии — вторых) моляров. При втором варианте она проводится через вершины щечного бугорка второго верхнего премоляра и мезиального щечного бугорка первого верхнего моляра. Формируемая при протезировании на окклюзионных (прикусных) валиках плоскость именуется еще *протетической*.

*Получение неразъемной гипсовой пресс-формы* требует применения специальной (нестандартной) кюветы. Для этого на гипсовой модели с восковым базисом и искусственными зубами создается литниковая система из специальных сортов воска (см. гл. 8.), а гип-

совка в кювету проводится одним замешиванием гипса или силиконовой массы.

После удаления воска такая пресс-форма не может быть визуально проверена на предмет полного и качественного его удаления. Формовка полимер-мономерной композиции проводится при более жидкотекучем состоянии массы через систему литников под давлением, создаваемым специальным поршнем (принцип «шприца»). Такой способ замены воска на пластмассу получил название метода инъекционно-литьевого прессования (см. рис. 26, 27).

Поршень инжектора во время полимеризации находится под сжимающим действием пружины, поэтому из него в полость гипсовой пресс-формы через литник поступает дополнительное количество формовочной массы, компенсирующее полимеризационную усадку. При этом методе прессования (формовки) нет линейно-объемных вертикальных изменений базиса, которые имеют место при компрессионном прессовании, содержание остаточного мономера не превышает 0,2–0,5%, очень незначительные упругие внутренние напряжения, фактически исключено коробление базиса, который точно соответствует рельефу протезного ложа.

Тем не менее многие исследователи отмечают следующие недостатки данного метода: отсутствие визуального контроля полноты удаления воска из гипсовой пресс-формы, достаточно проблематичным является нанесение изоляции на стенки гипсовой пресс-формы, что проявляется или в недостаточно прочном химическом соединении искусственных зубов и пластмассы базиса, или в искажении рельефа базиса.

Следует помнить, что гипс, обладая пористой структурой, не препятствует проникновению мономера в его толщу. Если поверхность гипса при производстве протеза не изолировать от набухшей пластмассы, то часть мономера внедряется в поверхностный слой гипса и там полимеризуется. Механическое удаление этого слоя с внутренней поверхности базиса протеза ведет к искажению его рельефа, ухудшает фиксацию протеза и адаптацию к нему [Разуменко Г. П., 1987].

По данным З. С. Василенко (1975), грубая шероховатость в виде пор различной величины, бугров, шипов, острых гребней, неровностей встречается на внутренней поверхности 25% пластичных протезов.

Возникновение мелких поверхностных пор связано с гигроскопичностью гипсовых моделей, крупных пор — с испарением мономера при быстром подъеме температуры во время полимеризации, эрозий на поверхности базисов протезов — с испарением воды, а бугорки, гребешки, неровности, шипы образуются вследствие

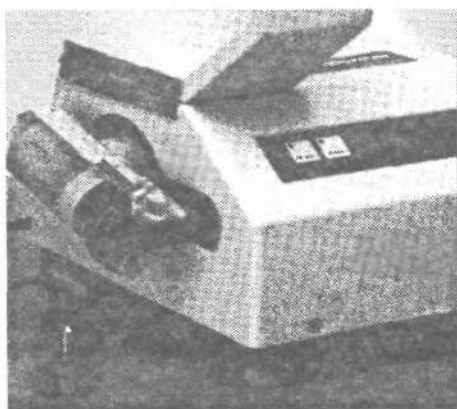
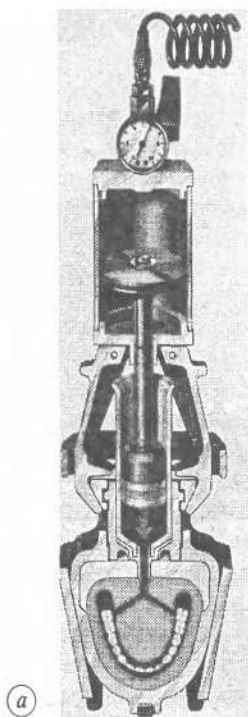


Рис. 27. Метод инъекционно-литьевого прессования пластмассы:

а — схема; б — смеситель пластмасс (система Ивокап)

вдавления пластмассового теста в поры гипсовых моделей [Василенко З. С., 1980]. По другим сведениям, шероховатость внутренней поверхности протезов наблюдается у 74% базисов протезов.

**Для приготовления формовочной массы** проводят замешивание, используя для этого полимер (порошок) и мономер (жидкость) того или иного базисного материала. Свойства полимер-мономерной композиции пластмасс высокотемпературной полимеризации зависят от размера и однородности гранул. Оптимальный размер гранул обеспечивает высокие физико-механические свойства полимера, а также необходимую растворимость в мономере гомо- и сополимеров.

Усадка мономера в процессе полимеризации равна 20–21%, а усадка полимер-мономерной композиции составляет 6% и зависит от соотношения мономера и полимера. Оптимальным является соотношение мономера и полимера равное 1 : 3 по объему или 1 : 2 по массе.

Смешивание мономера с полимером проводят в сосуде с крышкой. При этом в мономер насыпают отмеренное количество порошка и сразу же перемешивают (нормативный расход пластмассы для

базиса съемного протеза составляет 1 г на 1 искусственный зуб). Сосуд с массой накрывают крышкой и оставляют для набухания на 15–30 мин (в зависимости от температуры окружающей среды). В течение этого времени консистенция массы изменяется от пескообразной до тестообразной. При получении мономер-полимерной массы различают следующие стадии ее созревания:

- песочная (гранульная);
- вязкая (тянущихся нитей);
- тестообразная;
- резиноподобная.

*Песочная стадия* появляется сразу после смешивания порошка с жидкостью и продолжается до 5 мин (в зависимости от температуры окружающей среды). Смесь на этой стадии не используется.

*Стадия тянущихся нитей (вязкая)* характеризуется липкостью массы, появлением тянущихся нитей, высокой текучестью и пластичностью. На этой стадии готовности материала он используется в ситуациях, требующих адгезии.

*Тестообразная стадия* характеризуется утратой липкости массы, хорошей пластичностью и меньшей текучестью (по сравнению со стадией тянущихся нитей). В таком состоянии массу удобно формировать на гипсовых моделях (получение индивидуальных ложек, ортопедических аппаратов и др.).

*Резиноподобная стадия* характеризуется тем, что форма, приданная материалу на предшествующей стадии, почти полностью сохраняется, и материал не подлежит дальнейшей формовке.

Вначале в мономере растворяются внешние слои полимерных шариков (происходит набухание), и только спустя какое-то время мономер, проникая в глубь полимера, придает однородность массе. Мономер-полимерная смесь может затвердеть при комнатной температуре, но для этого потребуется значительное время.

Скорость набухания можно регулировать изменением температуры. При ее повышении процесс полимеризации ускорится, при понижении — замедлится. Массу считают готовой к формовке, когда она теряет липкость.

Критериями полноты реакции полимеризации базисной пластмассы являются, как минимум, три основных фактора: давление, время, внешняя энергия (температура). Место приложения давления может быть различным.

В традиционном варианте давление является величиной постоянной и приложено ко всей гипсовой пресс-форме.

В других вариантах давление также является величиной относительно постоянной, но точкой приложения его является полимер-мономерная композиция (см. с. 136). Так, например, с помощью комплекта *SR-Ивокал* (Лихтенштейн) возможна высокотемператур-

ная полимеризация пластмассы с компенсацией усадки в условиях постоянного давления. Дозированный в капсулах полиметилметакрилат интенсивно замешивается и затем вводится под давлением (6 бар или 6 атм.) в специальную кювету (см. рис. 27).

Полимеризация проводится в течение 35 мин в условиях постоянного давления. Благодаря системе *SR-Ивокап* возможна полимеризация пластмассы с полной компенсацией усадки и с предупреждением таким образом линейно-объемных изменений протезов. В специальных теплоизолирующих кюветах происходит процесс полимеризации сначала в нижних, а затем в верхних слоях пластмассы. Происходящая при этом усадка пластмассы компенсируется сразу поступающим под давлением на протяжении всего рабочего этапа материалом. На этом принципе основано инжекционно-литьевое прессование.

В США разработан и другой вариант использования давления при проведении полимеризации, получивший название система *Провак*. Речь идет о способе, при котором используются давление и вакуум, что отличает этот способ от до сих пор существующих методов получения базисов протезов. При этом способе базисная пластмасса не прессуется в гипсовую форму, а отливается прямо на модель. Вакуум под моделью позволяет пластмассе распределиться на поверхности модели.

В связи с этим избегают известных недостатков метода прессования. Базисы съемных протезов, полученные при проведении полимеризации таким способом, не имеют линейно-объемных изменений, что проявляется в первую очередь сохранением (точностью) межальвеолярной высоты.

Фактор времени и внешнее температурное воздействие при проведении полимеризации являются величинами переменными и взаимозависимыми.

В качестве связующих звеньев (теплоносителей) между источником внешней энергии и полимер-мономерной композицией базисной пластмассы используется вода или воздух (в специальной литературе такая ситуация имеет следующую терминологию: «полимеризация в условиях влажной среды», «полимеризация в условиях сухой среды»).

*Полимеризация в условиях влажной среды*, т. е. открытая или закрытая водяная баня (когда крышка емкости с водой позволяет создать в ней дополнительное давление), считается традиционным (классическим) способом полимеризации. Источником внешней энергии является газовая горелка или электроплита, на которую помещается емкость с водой и находящейся в ней гипсовой прессформой (кюветой) после формовки полимер-мономерной композиции.

При использовании традиционного метода твердения температурное воздействие на этот процесс осуществляется погружением кюветы, в которой находится масса, в емкость с водой при постепенном нагревании (рис. 28). Следует особо отметить тот факт, что температурные изменения воды при ее нагревании не соответствуют по времени таковым в отверждаемой полимер-мономерной композиции.

М. М. Гернер с соавт. для контроля полноты реакции полимеризации рекомендуют использовать следующие температурно-временные условия для воды (в литературе они носят название двухступенчатой полимеризации):

- вода, в которую помещена гипсовая форма, нагревается от комнатной температуры до  $65^{\circ}\text{C}$  в течение 30 мин. Такая температура обеспечивает полимеризацию пластмассы под воздействием теплоты реакции;

- в течение 60 мин температура воды поддерживается на уровне  $60\text{--}65^{\circ}\text{C}$ , что предотвращает снижение температуры в отверждаемой пластмассе;

- затем в течение 30 мин температуру воды доводят до  $100^{\circ}\text{C}$ , выдерживают 1 ч и охлаждают форму на воздухе.

При повышении температуры в твердеющей массе до  $60^{\circ}\text{C}$  процесс полимеризации протекает плавно. При температуре выше  $65^{\circ}\text{C}$  остаточная перекись бензоила быстро расщепляется и скорость полимеризации мономера возрастает, а масса уменьшается в объеме.

По достижении температуры  $65\text{--}68^{\circ}\text{C}$  масса начинает увеличиваться в объеме вследствие термического расширения. Температурный коэффициент объемного расширения ПММА высок —  $81 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ . Расширение в данном случае является основным фактором, компенсирующим усадку при полимеризации, и изделия

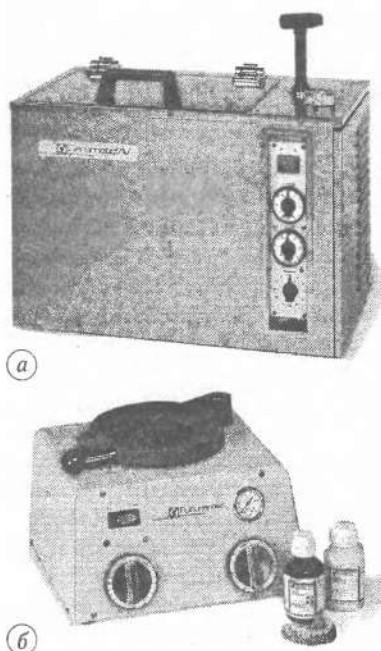


Рис. 28. Полимеризаторы  
Кераматик (а) и Футурамат (б)  
для акриловых пластмасс



получаются меньше восковой модели всего на 0,2–0,5% в линейных размерах.

В дальнейшем подъём температуры и время полимеризации выдерживаются в зависимости от структуры и свойств мономера. Следует учесть, что повышение температуры приводит к увеличению молекулярной массы полимера, вызывает изменение физико-механических свойств (прочности и др.). Поэтому для достижения оптимальной молекулярной массы заключительную стадию полимеризации проводят при температуре воды 100° С.

Надо отметить, что указанная выше температурно-временная зависимость некоторыми фирмами-производителями в Германии выполнена в виде графика и изображена на лицевой стороне оборудования или емкостей для воды с целью напоминания зубным техникам о необходимости соблюдения технологической дисциплины.

Во время полимеризации пластмасса вступает в контакт с водой, которая, проникая в межмолекулярные пространства, вызывает специфические напряжения и изменения цвета пластмассы.

Для удаления воска и проведения полимеризации базисных пластмасс рекомендуется использовать аппарат *Кераматик* (см. рис. 28), который снабжен автоматической системой водоподогрева, позволяющей выполнять процесс выпаривания воска из 16 кювет одновременно в течение 2–3 мин. Полимеризация базисной пластмассы производится в автоматическом режиме для 8 кювет одновременно. По окончании процесса полимеризации аппарат автоматически отключается.

*Полимеризация в условиях сухой среды* — одно из основных направлений по совершенствованию технологии пластмассового базиса. В качестве источника внешней энергии может быть использована:

- тепловая энергия специальных электрических приборов (сухожаровой шкаф);
- микроволновая энергия;
- энергия света;
- энергия ультразвука.

Микроволновое облучение обладает преимуществом экономии времени перед быстрым отверждением в воде. Так, например, выпускается базисная пластмасса *Акрон М Си* (Япония) для отверждения в обычной микроволновой печи. Полимеризация всей массы происходит одновременно («изнутри наружу») в течение 3 мин. При этом уменьшается содержание остаточного мономера. Пластмасса выпускается в виде порошка-полимера разных цветов (розовый, бесцветный, розовый с прожилками «сосудов») и жидкости-мономера. Для полимеризации данной пластмассы необхо-

дима специальная кювета из материала, способного пропускать микроволновую энергию [Марков Б. П. и др., 1998].

Специалистами США предложен свой способ создания полных и частичных съемных пластиночных протезов. Полимеризация осуществляется в течение нескольких минут микроволновой энергией в печи AEG *Микромат-115* при инъекционной подаче (введение материала в кювету под давлением) пластмассы *Микробейз*, что значительно уменьшает полимеризационную усадку, т. е. обеспечивает сохранение линейно-объемных размеров базиса протеза. Кроме того, пластмасса *Микробейз* не содержит метилметакрилата. Материал *Микробейз* расфасован в картриджи и готов к непосредственному применению, поэтому рабочее время материала не ограничено.

Тем не менее по вопросу использования микроволновой энергии нет единого мнения. Высказываются опасения в возникновении пористости в толстых слоях базиса, не обнаружена разница в физических свойствах, микроструктуре и степени сшивки при сравнении с полимеризацией в условиях влажной среды. Однако применение новых моделировочных материалов и формовочных масс, содержащих 20–30% алюминиевой пудры, позволяет получить базисную пластмассу удовлетворительного качества под воздействием микроволновой энергии в течение 150 с [Поюровская И. Ю., 1992].

Новым направлением в совершенствовании базисных материалов является применение технологии процессов светоотверждения для получения базисов. Основой для базисов зубных протезов *Триад* является сшитая акриловая пластмасса, имеющая структуру взаимопроникающей полимерной сетки и способная отвердевать под действием голубого света с длиной волны 400–500 нм. Пластмасса дает усадку при полимеризации в среднем на 0,2%, которая компенсируется выдержкой в воде. Преимуществом материала *Триад* является отсутствие в нем остаточного мономера (он не содержит метилметакрилата).

*Триад* может быть использован в качестве подкладочного материала при реставрации протезов. Все манипуляции с этим материалом при реставрации базиса съемного протеза могут проводиться в полости рта, включая начальное отверждение. Экономия времени при этом составляет 60%.

Пластмасса выпускается готовой к использованию в форме пластин толщиной 2 мм, в защищенном от света пакете. По консистенции такой лист весьма жесткий и его нужно предварительно прогреть. В размяченном состоянии его накладывают на подготовленный для реставрации базис протеза и вводят в полость рта. Здесь его предварительно отверждают с помощью источника света,

а затем протез подвергают отверждению в специальном аппарате. *Триад* является материалом выбора среди традиционных быстро-твердеющих пластмасс в США.

Экспериментально-клинические исследования по использованию в качестве внешнего источника тепловой энергии ультразвукового воздействия на полимер-мономерную композицию базисной пластмассы не выявили существенного улучшения физико-механических показателей прочности базиса [Мишнёв Л. М., 1987].

В литературе отмечалось, что проведение процесса полимеризации акриловых базисных материалов в сухожаровом шкафу вместо традиционной водяной бани позволяет получить более однородный материал — без пористости и шероховатости поверхности.

Результаты исследований В. И. Тищенко (1976) показали, что при полимеризации в сухой среде общее число пор в шлифах базисов протезов, полученных методом компрессионного прессования, в 6 раз меньше, а у поверхности, прилегающей к слизистой оболочке, в 11 раз меньше по сравнению с образцами, полимеризация которых проводилась в кипящей воде (на водяной бане). В то же время изучение прочности на разрыв и изгиб образцов пластмассы АКР-15, полученных при полимеризации в сухой среде, определило, что прочность на разрыв увеличивается на 65%, при статическом изгибе — на 12%.

Наиболее успешным применение суховоздушной полимеризации оказалось при производстве мостовидных металлопластмассовых зубных протезов (см. раздел 5.6), а также ортодонтических аппаратов непосредственно на моделях челюстей.

Нарушение режима полимеризации приводит к *дефектам готовых изделий* (пузырьки, пористость, разводы, участки с повышенным внутренним напряжением), к растрескиванию, короблению и поломкам протеза.

Различают 3 вида пористости пластмасс: газовую, сжатия, гранулярную.

Газовая пористость (рис. 29) обусловлена испарением мономера внутри полимеризующейся пластической массы. Она возникает при опускании кюветы с пластмассовым тестом в гипсовую пресс-форму в кипящую воду. Данный вид пористости может также возникать при нагревании формы с большим количеством массы вследствие сложности отвода из нее излишков тепла, развивающегося в результате экзотермичности процесса полимеризации.

К пористости сжатия приводит недостаточное давление или недостаток пластической массы, вследствие чего образуются пустоты. В отличие от газовой пористости она может возникнуть

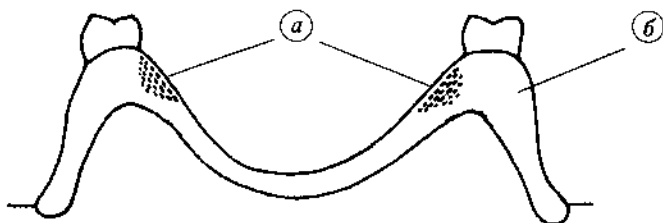


Рис. 29. Схема расположения газовой пористости (а) в базисе съемного протеза (б) после полимеризации в разъемной юввете

в любой области изделия (базиса протеза). На наш взгляд, правомернее называть ее пористостью от недостатка сжатия.

Гранулярная пористость возникает из-за дефицита мономера в тех участках, где он может улетучиваться. Такое явление наблюдается при набухании мономер-полимерной массы в открытом сосуде. Поверхностные слои при этом плохо структурируются, представляют собой конгломерат глыбок или гранул материала.

В пластмассовых изделиях всегда имеются значительные внутренние остаточные напряжения, что приводит к растрескиванию и короблению. Они появляются в местах соприкосновения пластмассы с инородными материалами (фарфоровыми зубами, крапонами, металлическим каркасом, отростками кламмеров). Это является результатом различных коэффициентов линейного и объемного расширения пластмассы, фарфора, сплавов металлов.

Так, например, у акрилового базиса коэффициент термического расширения в 20 раз выше, чем у фарфоровых зубов. Это приводит к возникновению значительных локальных внутренних напряжений (см. с. 69) и появлению микротрещин в местах контакта пластмассы и фарфора.

В местах резкого перехода массивных участков пластмассового изделия в тонкие также возникают остаточные напряжения. Дело в том, что в толстых участках базиса усадка пластмассы имеет большую величину, чем в тонких. Кроме того, резкие перепады температуры при полимеризации вызывают или усиливают упругие деформации. Это, в частности, вызвано опережением затвердевания наружного слоя. Затем отверждение внутренних слоев вызывает уменьшение их объема, и они оказываются под воздействием растягивающих напряжений, поскольку наружные слои при этом уже приобрели жесткость.

Нарушение процессов полимеризации приводит также к тому, что мономер полностью не вступает в реакцию и часть его остается в свободном (остаточном) состоянии. Полимеризат всегда содер-

жит остаточный мономер. Часть оставшегося в пластмассе мономера связана силами Ван-дер-Ваальса с макромолекулами (связанный мономер), а другая часть находится в свободном состоянии (свободный мономер). Последний, перемещаясь к поверхности протеза, диффундирует в ротовую жидкость и растворяется в ней, вызывая при этом различные токсико-аллергические реакции организма. Базисные пластмассы при правильном режиме полимеризации содержат 0,2–0,5% остаточного мономера, быстротвердеющие — 3–5% и более.

### 5.2.3. Основные базисные пластмассы и их свойства

*Этакрил (АКР-15)* — базисный материал, являющийся сополимером метилметакрилата, этилметакрилата и метилакрилата, окрашенного в цвет, близкий к таковому слизистой оболочки полости рта. Обладает повышенной пластичностью в момент формования и достаточной эластичностью после полимеризации. Применяется для базисов съемных протезов, индивидуальных оттисковых ложек, фантомных моделей челюстей.

Порошок (полимер) пластифицирован за счет внутренней пластификации путем введения в макромолекулу метакрилата. Жидкость представлена сочетанием трех мономеров — метилметакрилата, этилметакрилата и метилакрилата — в соотношении 89 : 8 : 2.

Полимеризация полимер-мономерной композиции осуществляется, как правило, на водяной бане (см. выше).

Базисный материал *Фторакс* является пластмассой высокотемпературной полимеризации и относится к привитым сополимерам. Материал привит на основе акриловых смол из фторкаучуков и выгодно отличается от других акрилатов более высокими физико-механическими и химическими показателями (см. табл. 63).

У *Фторакса* угол статического изгиба выше на 20%, чем у АКР-15, и на 15%, чем у *Акрела*, а удельная ударная вязкость выше соответственно на 9 и 11%.

Следует отметить и такие свойства, как медленное старение, незначительное водопоглощение, сохранение или незначительное изменение линейных размеров, отсутствие токсического действия на микрофлору полости рта, а также на организм в целом. Сюда нужно добавить меньший срок адаптации к протезам из *Фторакса* и хорошую имитацию им цвета слизистой оболочки полости рта [Харченко С. В., 1971].

Порошком *Фторакса* является мелкодисперсный, окрашенный в розовый цвет, суспензионный и привитой сополимер метилового эфира метакриловой кислоты и фторкаучука. Жидкостью *Фтор-*

*акса* — метиловый эфир метакриловой кислоты, содержащий сшивагент диметакриловый эфир дифенилопропана.

Основным недостатком *Фторакса* является значительное содержание остаточного мономера ММА, что, по всей видимости, является причиной достаточно частых токсико-аллергических реакций на этот материал.

*Акронил* обладает повышенной ударпрочностью, невысокой водопоглощаемостью, хорошими технологическими показателями. Порошком является привитый к поливинилацеталю сополимер метилметакрилата, жидкостью — метилметакрилат, содержащий сшивагент. В состав *Акронила* введен ингибитор и стабилизатор.

*Акрел* является сополимером со «сшитыми» полимерными цепями, что придает ему повышенные физико-механические свойства. Образование сетчатой (сшитой) структуры полимера происходит в процессе полимеризации с помощью сшивагента, который введен в мономер и участвует в реакции только при полимеризации формовочной массы. Жидкость *Акрела*, кроме метилметакрилата, содержит сшивагент и ингибитор. Порошок состоит из мелкодисперсного полиметилметакрилата, пластифицированного дибутилфталатом.

*Бакрил* — высокопрочная акриловая пластмасса, имеющая по сравнению с другими полимерами большие устойчивость к растрескиванию, стиранию, ударную вязкость и высокую прочность на изгиб. Порошок представляет собой полиметилметакрилат, модифицированный эластомерами. Жидкость — метилметакрилат с ингибиторами. Пластмасса обладает хорошей технологичностью.

*Пластмасса бесцветная для базисов протеза* представляет собой полимер на основе очищенного от стабилизатора полиметилметакрилата, содержащего антистаритель, и состоит из порошка и жидкости. Отличается от других выпускаемых базисных материалов повышенной прочностью и прозрачностью. Технологические манипуляции с пластмассой не отличаются от общепринятых.

Импортные аналоги базисных пластмасс, поставляемых в Россию, по основным физико-механическим показателям соответствуют отечественным. Так, например, базисная пластмасса горячей полимеризации *Паладон-65* (Германия) поставляется в следующей комплектации:

- мономер и полимер розового цвета;
- мономер и полимер розового цвета с прожилками;
- мономер и полимер розового замутненного цвета с прожилками «сосудов»;
- мономер и бесцветный полимер.

*Импакт-2000* (США) — акриловая пластмасса горячего отверждения для базисов съемных протезов обладает высокой ударпроч-

ностью и стойкостью к деформации и усталостным разрушениям под воздействием изгибающих нагрузок.

Известны также такие пластмассы, как *Магнум* (Германия); *Мега Л* (Германия); *Футура акрил-2000* (Германия); *QC-20*, *Селекта-плюс*, *Тревалон*, *Тревалон-С* (США) — акриловые розовые пластмассы; *Акрон М Си* (Япония) — акриловая пластмасса разных цветов (розовый, бесцветный, розовый с прожилками «сосудов») и др.

### 5.3. ЭЛАСТИЧНЫЕ БАЗИСНЫЕ ПОЛИМЕРЫ

В практике ортопедической стоматологии накоплен многолетний опыт применения эластомеров в качестве эластичной подкладки в комбинированных базисах зубных протезов. Наличие в полости рта костных выступов и экзостозов, покрытых тонкой атрофированной слизистой оболочкой, значительная или полная резорбция альвеолярных гребней с наличием продольных складок слизистой оболочки осложняет пользование протезами из-за боли, что приводит к значительному снижению эффективности протезирования. В таких случаях показано применение протезов с подкладкой из эластичной пластмассы.

При определении показаний к применению мягких подкладок следует обратить внимание на возраст пациента и патологические изменения тканей полости рта. Обеспечение эластичных подкладок под жесткий зубной базис не только улучшает жевательную эффективность, но и создает ощущение комфорта. Они предохраняют слизистую оболочку от травмирования базисом протеза, способствуют улучшению ретенции, сокращению сроков адаптации.

К недостаткам эластичных подкладок относятся:

- потеря эластичности из-за старения пластмассы уже через полгода;
- невозможность полирования эластомеров, рыхлость, делающая их негигиеничными;
- отсутствие оптимального краевого прилегания эластомеров к жестким базисным пластмассам;
- сложность обработки эластомеров режущим инструментом, а отсюда — возникновение проблем при коррекциях базиса протеза.

В зависимости от показаний эластичный слой располагают:

- 1) по всей поверхности базиса;
- 2) по его границам;
- 3) в отдельных участках базиса;

4) под искусственными зубами, создавая амортизатор, имитирующий пародонт.

Так, при сухой, тонкой и малоподатливой слизистой оболочке, выраженной атрофии альвеолярной части, непереносимости пластмасс делают мягкую подкладку по всей поверхности протеза. Это улучшает фиксацию, устраняет болезненность и уменьшает нарушения микроциркуляции.

Для коррекции границ базиса при их укорочении эластичный слой располагают только по краю соответственно клапанной зоне. При этом эластичность пластмассы позволяет сохранить хороший контакт края со слизистой оболочкой, не травмируя ее и обеспечивая краевой замыкающий клапан.

В виде отдельных участков мягкую подкладку используют при экзостозах, торусе, остром альвеолярном гребне и т. д.

Применение эластичных пластмасс улучшает фиксацию и стабилизацию протезов на обеих челюстях, сводит к минимуму побочное действие протеза, более равномерно распределяет жевательное давление на ткани протезного ложа.

Эластичные пластмассы, помимо общих (см. с. 10), должны отвечать следующим специфическим требованиям:

- иметь прочное и долговременное соединение с материалом базиса, которое должно обладать минимальной адсорбирующей способностью по отношению к слюне и пищевым продуктам;

- благодаря своей высокой пластичности должны плотно прилегать к слизистой оболочке во время жевания, не вызывать ее раздражения и амортизировать жевательное давление;

- не должны содержать ни внешних, ни внутренних пластификаторов, благодаря чему исключено отверждение подкладки из-за их вымывания;

- обладать хорошей смачиваемостью при отсутствии набухания в условиях полости рта и постоянством объема;

- иметь начальную мягкость и эластичность подкладки, должны быть стабильно эластичными в условиях полости рта;

- не должны растворяться в условиях полости рта;

- обладать высокими износостойчивостью и цветостойкостью.

Эластичные подкладки для базисов протезов можно классифицировать:

- 1) в зависимости от природы материала:

- акриловые (например, *SR-Ивозил*);

- поливинилхлоридные или на основе винилхлорида с бутадиеном (*Эладент-100*, *ПМ-01*);

- силоксановые или силиконовые (*Бисико Софтбэйз*, *Орто*



сил-М, Симпа, Моллопласт-Б, Моллосил, Софт Лайнер, Софтик-49, Уфи гель);

— полифосфазеновые флюорэластомеры — фторкаучуки (Новус-ТМ);

2) по условиям полимеризации:

— пластмассы высокотемпературной полимеризации (Эла-дент-100, Эластопласт, Палазив-62, ПМ-01, Новус-ТМ);

— пластмассы низкотемпературной полимеризации (Орто-сил-М, Коррентил, Флексон и др.).

### 5.3.1. Акриловые эластичные материалы

Акриловые эластичные материалы могут иметь две формы выпуска: а) комплект порошка и жидкости; б) эластичные пластины.

Комплекты порошка с жидкостью могут быть высокотемпературной и низкотемпературной полимеризации.

Порошок представляет собой сополимеры акриловых мономеров (метил-, этил-, бутилакрилат; гидрооксизиферы метакриловой кислоты и др.).

Жидкость для приготовления формовочной массы бывает двух видов:

1) смесь акриловых мономеров или метилметакрилат (может содержать пластификатор — дибутилфталат, диоктилфталат или другие, а также некоторые органические растворители);

2) смесь акриловых мономеров — жидкость для быстротвердеющих пластмасс.

Жидкость некоторых эластических материалов содержит вещества, регулирующие рост полимерной цепи. При полимеризации в этом случае образуется полимер меньшей молекулярной массы. Снижение молекулярной массы повышает эластичность материала.

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 челюсти. Оптимальной эластичности материал достигает в полости рта при  $37^\circ \text{C}$ .

Существенным недостатком некоторых акриловых материалов можно считать их относительно быстрое старение, проявляющееся в потере эластичности.

SR-Ивозил (Лихтенштейн) — эластичная масса, представлена комплектом порошка с универсальной и специальной жидкостью на базе метакрилата. Материал предназначен:

— для выявления мест избыточного давления при пользовании съёмными протезами;

— для использования в качестве временной подкладки (до 4 недель);

— для получения анатомических и функциональных оттисков при полном отсутствии зубов (не рекомендуется использовать с этой целью при интактных зубных рядах и при частичной потере зубов);

— для оформления функционального края базиса протеза.

Материал обладает высокой текучестью, возможностью коррекции, кратковременной (до 4 недель) связью с базисом протеза, быстрым временем схватывания, возможностью индивидуального подбора консистенции и цвета.

Для удобства работы в комплект материала входят специальные дозировочные мерники для порошка и двух жидкостей. Порошок и универсальная жидкость перемешиваются шпателем в стаканчике в течение 1,5–2 мин до получения твердой консистенции, а при использовании специальной жидкости — 2–3 мин до получения жидкой однородной консистенции.

Непосредственно перед использованием материала в полости рта на базис съемного протеза или оттискную ложку наносится адгезив, который улучшает прилипание *SR-Ивозила* к оттискной ложке, базису протеза, а также к затвердевшему материалу оттиска при его коррекции. *SR-Ивозил-адгезив* в условиях полости рта образует соединение между оттиском и базисом протеза в качестве временной (до 4 недель) подкладки.

Универсальная жидкость используется для приготовления массы при необходимости функционального уточнения краев базиса протеза, получения функциональных оттисков и в качестве материала для временной (до 4 недель) подкладки под базис съемного зубного протеза. В последнем случае используется красный пигмент (на 1 мерный стаканчик порошка добавляется 1 дозировочная ложка пигмента), который обеспечивает соответствие цвета материала цвету слизистой оболочки. Во всех остальных случаях может быть использован синий пигмент в качестве контрастной добавки для белых оттисковых ложек.

Полученная однородная смесь извлекается из стаканчика и формируется в руках в виде валика (жгутика), а затем, после нанесения адгезива, распределяется в нужных участках и вводится в полость рта, где посредством общепринятой методики проводится получение функциональных оттисков.

Специальная жидкость используется для приготовления массы при необходимости получения точных оттисков рельефа слизистой оболочки неба. Порошок при использовании специальной жидкости структурируется сильнее и дает однородную консистенцию. Поверхность отпечатка становится более гладкой и улучшается

прилипание оттискового материала к базису протеза. Следует помнить, что *SR-Ивозил*, замешанный на специальной жидкости, сильно прилипает к резиновым перчаткам.

### 5.3.2. Поливинилхлоридные материалы

Указанные материалы бывают двух типов: а) комплект порошка и жидкости; б) гель в виде тонкой лепешки, ламинированной полиэтиленовой пленкой. Материалы обоих типов представляют собой сополимеры винилхлорида с другими мономерами. В качестве сополимеров могут использоваться акрилаты, винилацетат и др. Эластичность достигается за счет внешней пластификации.

Отечественный материал *Эладент-100* представляет собой комплект порошка и жидкости. Он обладает хорошей эластичностью, некоторое время устойчив к воздействию ротовой жидкости, отлично срастается с материалом базиса. Его порошок представляет собой суспензионный полимер винилхлорида с бутакрилатом, замутненный двуокисью титана. Жидкость является диоктилфталатом.

Полихлорвиниловые материалы лучше противостоят стираемости, чем акриловые и силиконовые. Их соединение с базисом тоже лучше, чем у силиконовых эластомеров. Наличие в составе полихлорвиниловых композиций пластификаторов обуславливает недостатки, присущие пластмассам с внешней пластификацией (миграция пластификатора, старение).

Пластмасса *ПМ-01* представляет собой эластомер на основе сополимера хлорвинила с бутилакрилатом и состоит из порошка и жидкости. Подкладка из пластмассы *ПМ-01* отличается длительной мягкостью, прочностью связи с базисом протеза и не теряет своих свойств под воздействием среды полости рта.

Пластмасса *ПМ-01* применяется для двуслойных базисов съемных протезов при атрофии альвеолярной части, ее остром гребне, костных выступах и при наличии продольных складок слизистой оболочки.

Получение мягкой подкладки из пластмассы *ПМ-01* предусматривает два способа:

- 1) создание двуслойного базиса протеза с одновременной паковкой пластмассы *ПМ-01* и базисной пластмассы в тестообразном состоянии, что обеспечивает их прочную связь;

- 2) создание двуслойного базиса протеза с нанесением мягкой подкладки на готовый протез (получаемая связь с базисной пластмассой менее прочная).

Приготовление массы *ПМ-01* состоит в следующем. В фарфоровую ступку помещают 10 г порошка и 6–7 мл жидкости, тща-

тельно растирают пестиком и перемешивают до получения однородной массы. После паковки пластмассы ПМ-01 кювету зажимают в бюгель, помещают в водяную баню комнатной температуры и в течение 50 мин повышают температуру воды до 100° С, выдерживают при этой температуре 30–40 мин и охлаждают на воздухе. Обработку готовых двуслойных протезов проводят обычным методом.

### 5.3.3. Силиконовые материалы

При сравнении ряда эластичных материалов различной химической природы многие исследователи указывают на существенные преимущества силиконов. Привлекает прежде всего стабильная эластичность этих материалов при использовании их в качестве подкладки базиса зубного протеза. Кроме того, силиконовый материал низкотемпературной вулканизации весьма технологичен и позволяет готовить эластичную подкладку в условиях клиники, минуя зуботехническую лабораторию. К таким материалам относятся *Ортосил-М*, *Симпла* (Германия) и некоторые другие.

Силиконовые материалы для мягких базисных подкладок представляют собой наполненные силиконовые композиции низкотемпературной вулканизации. Поставляются они в виде пасты и катализирующей жидкости. Паста упакована в металлическую тубу. В комплект материала может входить 1–3 жидкости. Первые две — катализаторы вулканизации, третья используется как грунтовый адгезив.

Паста содержит такие компоненты, как силиконовый каучук, наполнитель, краситель. Лучшими наполнителями являются органокремнеземы. В качестве катализаторов используются метилтриацетоксилан, который одновременно является и сшивагентом, хелатные соединения титана и алюминия, аминосилана.

Силиконовые подкладки обладают высокой эластичностью и способностью амортизировать жевательное давление, они повышают адгезию протеза к слизистой оболочке полости рта в 4 раза, длительно сохраняют эластичность, но недостаточно прочно срачиваются с материалом базиса, имеют невысокую прочность на разрыв, плохо смачиваются, хуже противостоят стиранию, чем акриловые и полихлорвиниловые материалы.

Повышение показателей механической прочности достигается за счет выполнения и подбора каучука с оптимальной молекулярной массой и использования усиливающих наполнителей (органокремнезема), которые позволяют увеличить прочность на разрыв с 0,2 до 1,8 Н/мм<sup>2</sup>. Для улучшения связи подкладки с базисом по-

следний перед наложением на него силиконовой части обрабатывают адгезивом. В качестве грунтового адгезива чаще используют аллигриметоксидан.

Одним из представителей силиконовых эластомеров является *Ортосил*. Он обладает эластичностью, сохраняющейся длительное время (около года). Материал применяется в качестве мягкой подкладки в комбинированных базисах протеза при неравномерной податливости мягких тканей, покрывающих альвеолярную часть и небо, при наличии костных выступов на протезном ложе, резкой атрофии альвеолярной части.

*Ортосил* состоит из пасты розового цвета, приготовленной на основе силиконовых каучуков с наполнителями и сшивающим агентом. Основу пасты составляет линейный полимер — полидиметилсилоксановый каучук. При замешивании пасты с жидкостью, содержащей сшивагент метилтриацетоксидан, происходит сшивка полисилоксановых цепей за счет реакционноспособных групп.

Литературные данные, подтвержденные практикой применения *Ортосила-М*, показывают, что основным недостатком материалов на основе силикона низкотемпературной вулканизации является нестабильная адгезия его к акриловому базису протеза. Из-за недостаточной адгезионной прочности в соединении с базисом предлагаются различные варианты механического (создание ящикообразного углубления и нанесение бором насечек) и химического (применение адгезива) креплений подкладки к базису.

Kazanji и Watkinson оценивали мягкость эластичного базиса в зависимости от его толщины. Они исследовали 3 типа акриловых и 2 типа силиконовых эластичных подкладок и пришли к выводу, что мягкость эластичного слоя является следствием его толщины.

Для защиты подлежащих тканей толщина подкладки должна быть не менее 1,8 мм. В дальнейшем этими же исследователями было установлено, что наилучшими показателями адсорбции и растворимости в искусственной слюне отличается силиконовый материал германского производства *Моллопласт-Б* (рис. 30).

*Моллопласт-Б* — сохраняющий пластичность материал на основе силикона, твердеющий при повышенной температуре, разработанный специ-

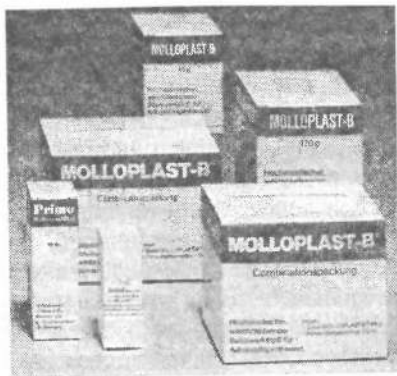


Рис. 30. Силиконовый материал для эластичной подкладки в съемных протезах

ально для зубного протезирования и отвечающий многим медико-техническим требованиям.

Материал используется для боксерских шин, но преимущественное применение находит при наличии:

- острых костных выступов;
- атрофии тела нижней челюсти;
- необходимости улучшения фиксации протеза на нижней челюсти;
- врожденных или приобретенных дефектов челюстей (при создании obturаторов).

*Моллопласт-Б* имеет тестообразную, готовую к употреблению консистенцию, что дает существенную экономию времени на приготовление мягкой подкладки. Для получения последней необходимое количество материала извлекается из емкости, прижимается к заранее подготовленной твердой пластмассе базиса протеза и полимеризуется в соответствии с прилагаемой инструкцией. Для реставрации протезов при трещинах и переломах их базисов можно также использовать *Моллосил* (Германия).

*Моллосил* — сохраняющий пластичность и вулканизирующийся при комнатной температуре материал, который позволяет создавать подкладку как непосредственно у кресла пациента, так и в лаборатории. При этом он обладает следующими положительными качествами:

- отсутствием запаха и вкуса;
- быстрым и простым применением;
- отсутствием токсико-аллергических реакций;
- хорошей стойкостью к среде полости рта и сохранением постоянства объема и формы.

Таким образом, использование *Моллосила* обеспечивает:

- 1) создание мягкой подкладки для частичных и полных съемных протезов;
- 2) оформление краев полных съемных протезов;
- 3) изоляцию внутренней поверхности базиса съемного протеза в случае контактного токсико-аллергического стоматита, вызванного базисным материалом;
- 4) достаточно надежную фиксацию съемного протеза на нижней челюсти.

Работа с *Моллосилом* проводится по принципу получения функционального оттиска, но тем не менее рекомендуется соблюдать такие указания:

- съемный протез необходимо тщательно вымыть щеткой с моющим средством и полностью высушить;
- с внутренней поверхности базиса фрезой шлифуются слои пластмассы толщиной 2 мм — в необходимых участках с пе-

реходом на вестибулярную и оральную поверхности. Зона наслоения обезживается ацетоном или 96% спиртом;

- все шероховатости внутренней поверхности базиса протеза, где в дальнейшем будет находиться мягкая подкладка, необходимо покрыть тонким слоем адгезива *Моллосил*, после чего протез оставить на воздухе. При этом происходит полимеризация адгезивного слоя, вызванная воздействием влажности воздуха;

- необходимое количество *Моллосила* выдавливается из тубы и перемешивается в течение 1 мин с катализатором. Ориентировочное количество материала для протеза на нижнюю челюсть составляет 8–10 см пасты, на верхнюю челюсть — 12–18 см; на каждые 2 см пасты добавляется 1 капля катализатора;

- приготовленную массу наносят тонким слоем на щечные и язычные края, а затем на всю необходимую поверхность базиса. Излишки массы по границам базиса снимаются шпателем;

- протез фиксируется в полости рта, выполняются функциональные пробы, после чего нижняя челюсть устанавливается в центральном положении. Через 8–10 мин протез извлекается из полости рта;

- при необходимости можно провести коррекцию. Для этого на сухую поверхность *Моллосила*, без предварительной подготовки адгезивом, необходимо нанести смешанную с катализатором массу и всю процедуру повторить. Такую коррекцию можно проводить и в более поздние сроки;

- подготовку и окончательную отделку подкладки выполняют следующим образом: излишки срезают ножницами, а пациента назначают на повторное посещение через 24 ч, в течение которых происходит «созревание» (структурирование) массы; поверхность *Моллосила* в необходимых участках шлифуется и покрывается лаком *Лустроль-Гланицлак*.

Мягкая подкладка под съемные протезы на срок 4 недели может быть создана обычным способом из материала *Софт Лайнер* (Япония).

Подкладочный материал *Софтик-49* (США) сохраняет свои эластичные свойства в течение четырех лет. Материал не имеет запаха, прозрачен, сохраняет стабильный цвет, нейтрален к бактериям. Мягкий подкладочный материал *Софтик-49* слабо полируется. может обрабатываться фрезой.

Фирма «Воко» (Германия) среди других препаратов для стоматологии выпускает целую гамму материалов *Уфи гель* для использования при протезировании съемными протезами.

- *Уфи гель временный* — мягкая временная подкладка под съемные протезы, которая может также использоваться в качестве оттискового материала при реставрации базиса протеза.

Способ применения материала достаточно прост: на предварительно высушенный базис наносится нужное количество прозрачной желеобразной массы, и протез накладывается на свое ложе. Упаковка укомплектована дозирующими стаканчиками для смешивания.

— *Уфи гель постоянный* — прочная мягкая подкладка для полных или частичных съемных протезов. Материал обладает устойчивым цветом, отвечает эстетическим требованиям, хорошо приклеивается к протезу и имеет хорошие адаптационные свойства, позволяющие использовать его для уточнения рельефа базиса в качестве оттискного материала. Упаковка укомплектована дозирующими стаканчиками, лаком (основным и катализаторным адгезивом).

— *Уфи гель Л* — теплоотверждаемый мягкий однокомпонентный подкладочный материал на силиконовой основе. Готов к употреблению в пластичном состоянии, не требует смешивания. Используется в процессе протезирования и для подкладок под уже существующие съемные протезы. Упаковка содержит также клеящий компонент.

— *Уфи гель С* в картридже, состоящем из двух туб, со стандартной насадкой для выдавливания смешанного материала. Фиксация материала на акриловом базисе съемного протеза обеспечивается специальным адгезивом, активация которого происходит в течение нескольких минут после нанесения на поверхность базиса протеза.

*Бисико Софтбэйз* (Германия) — специальный материал на основе силиконовых материалов полиприсоединенного типа (поливинилсилоксан) для создания постоянного эластичного базиса-подкладки полного съемного протеза. Цвет и эластичность сохраняются при длительном сроке эксплуатации. Комплект включает двойной картридж, грунт, лак, смесители, блок для замешивания лака, 20 кисточек, держатель для них и специальный абразив. Цвет материала — розовый, твердость — около 27 Shore A. Время нанесения материала — 1 мин (максимум), затвердевание во рту происходит через 4,5–5 мин, на воздухе, при комнатной температуре — около 8–9 мин.

### **5.3.4. Полифосфазеновые флюорэластомеры (фторкаучуки)**

Недостаток силиконовых эластомеров — слабые амортизирующие свойства — нагрузка не дробится, а отражается на зубы-антагонисты. Наилучшими материалами в этом плане являются полифосфазеновые. Они долго не теряют эластичности, являются хоро-



шими амортизаторами. Их используют, в частности, в стыковочных блоках космических станций. Кроме того, они надежно соединяются с жестким базисом и не вбирают в себя жидкостей и запахов. Однако из-за сырьевых сложностей, связанных с дорогостоящей и экологически опасной технологией, выпуск этих эластомеров для стоматологии временно прекращен.

Из представителей этой группы известна американская масса *Новус-ТМ*. Этот материал на основе высокотехнологического сырья (полифосфазеновый флюорэластомер) применяется в качестве мягкой подкладки при реставрации протезов и при получении двухслойного базиса зубного протеза.

*Подготовка базиса протеза к его реставрации* заключается в следующем. С внутренней поверхности базиса съемного пластинчатого протеза фрезой удаляется слой пластмассы. При этом сохраняется минимальная толщина базиса в 1 мм, а в области вершины гребня до 1,5–2 мм. Затем, используя протез в качестве оттисковой ложки, приступают к получению функционального оттиска с челюсти.

Для оттиска используется силиконовый оттисковый материал. При этом следует иметь в виду, что толщина слоя силиконового оттискового материала после выведения протеза из полости рта должна быть не менее 1,5 мм. После этого известным способом в лаборатории зубной техник выполняет гипсовку в кювету, из которой в дальнейшем удаляется силиконовый оттисковый материал, и проводит его замену на мягкую базисную подкладку (см. ниже).

*При создании пластинчатого протеза с эластичной подкладкой* из *Новуса* все манипуляции по моделированию воскового базиса, его гипсовке в кювету и удалению воска не отличаются от общепринятых. После удаления воска обе части кюветы обрабатываются изоляционным лаком. Затем из любого, наиболее часто используемого материала (силикона, базисного воска, прокладочной бумаги, оловянной пластинки или фольги) создается подкладка толщиной не менее 1,5 мм, а на уровне вершины гребня — от 2,5 до 3,0 мм (эта подкладка создает пространство для *Новуса*).

Готовая подкладка укладывается на гипсовую модель в кювету, накрывается разделительной полиэтиленовой полоской. Противоположная половина кюветы заполняется обычной базисной пластмассой в количестве, необходимом для получения пластмассового базиса толщиной не менее 1 мм. После прессования кювета помещается в зажимной бюгель.

Базис протеза готовится одним из двух нижеследующих методов:

1) если для создания подкладки была использована силиконо-

вая или оловянная фольга, кювета помещается в горячую воду с температурой  $74^{\circ}\text{C}$  на 45 мин, а затем охлаждается;

2) если использовали базисный воск, кювета после фиксации в зажиме-бюгеле выдерживается при комнатной температуре в течение 4–6 ч.

После полимеризации пластмассы кювета раскрывается, из нее удаляются подкладка и разделительная полиэтиленовая полоска. На гипсовую модель наносится еще один изоляционный слой лака, после высыхания которого можно приступать к получению мягкой подкладки из *Новуса*.

*Использование эластичной подкладки из Новуса* требует соблюдения определенной последовательности действий:

1) извлеченная из холодильника масса *Новус* нагревается на воздухе до комнатной температуры;

2) на внутреннюю поверхность базиса протеза, подготовленного одним из рассмотренных выше способов, наносится необходимое количество мономера используемой базисной пластмассы (лишнее количество мономера удаляется);

3) от пластинки массы *Новус*, разогретой до комнатной температуры, отрезается полоска шириной 4–6 мм, и одна из длинных сторон этой полоски смазывается мономером;

4) полоска *Новус* укладывается на внутреннюю поверхность базиса протеза обработанной мономером стороной, накрывается сверху полиэтиленовой полоской, после чего кювета закрывается;

5) подготовленная таким образом кювета помещается под пресс, где она выдерживается не менее 3–5 мин при давлении 6,9–10,4 МПа. При этом масса *Новус* плавно заполняет свободное пространство, оставленное для нее;

6) после прессования из кюветы ножом удаляются все излишки. При необходимости можно добавить нужное количество массы, отрезав полоску материала в 2 мм и расположив ее вдоль всей внутренней поверхности. Давление в прессе при дополнительном прессовании увеличивается до 20,8 МПа. Затем снова проверяется качество прессования;

7) убедившись в том, что вся внутренняя поверхность протеза будет полностью покрыта массой, кювета закрывается и снова помещается под пресс на 10–15 мин при давлении 20,8 МПа. Неиспользованная масса для сохранения своих рабочих качеств помещается в холодильник;

8) кювета закрывается для завершения процесса паковки мягкой подкладки. На этом этапе не рекомендуется оставлять разделительную полиэтиленовую полоску;

9) фиксированная зажимом-бюгелем кювета помещается в го-

рячую воду для окончательной полимеризации слоя *Новус*, которая может быть проведена при двух вариантах условий:

- при температуре воды 74° С в течение 8 ч;
- при температуре воды 74° С в течение 2,5 ч, а затем 30 мин в кипящей воде;

10) после проведения полимеризации съемный пластиночный протез освобождается от гипса, отделяется и полируется обычным способом. Специальных инструментов для этого не требуется.

#### **5.4. ПОЛИМЕРНЫЕ БЫСТРОТВЕРДЕЮЩИЕ МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ РЕСТАВРАЦИИ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ И СОЗДАНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ОТТИСКНЫХ ЛОЖЕК**

##### **5.4.1. Материалы для реставрации протезов**

Полимеризация быстротвердеющих пластмасс не всегда требует оборудования для нагрева и может проводиться при комнатной температуре. Технология переработки таких пластмасс значительно проще и быстрее по времени. Поэтому эти материалы используются для работы в кабинете ортопеда-стоматолога и в зуботехнической лаборатории для реставрации съемных протезов при трещинах, переломах базисов, добавлении кламмера или искусственного зуба. Кроме того, они применяются для получения муляжей, различных типов шин, временных протезов и т. д.

Порошки быстротвердеющих акриловых пластмасс содержат гомо- или сополимер и инициатор (как правило, перекись бензоила в количестве около 1,5%). Жидкости содержат мономер или смеси мономеров, активатор и ингибитор.

Принцип приготовления формовочной массы идентичен рассмотренному ранее. Тем не менее при замешивании материала необходимо строго соблюдать рекомендации производителя данной пластмассы, особенно касающиеся соотношения полимера и мономера. Дело в том, что при увеличении количества мономера возрастает усадка, удлиняется время полимеризации, повышается содержание остаточного мономера и значительно снижаются прочностные показатели.

При смешивании компонентов (порошка и жидкости) активатор (третичные амины, меркаптаны, производные сульфоновой кислоты) расщепляет перекись бензоила на радикалы. В результате этого происходит иницирование реакции полимеризации, которая протекает в течение 20–30 мин. Для ее ускорения сосуд с полимер-мономерной композицией помещают в теплую воду.

После формовки массы реставрируемый протез на гипсовом основании помещается в емкость с теплой водой или в гидрополимеризатор (см. рис. 27) на 10–15 мин, что предотвратит чрезмерное испарение мономера из поверхностных слоев материала и будет способствовать максимальной реализации потенциальных прочностных свойств пластмассы. Проведение полимеризации в течение 6–8 мин при давлении 5–6 атм. уменьшает пористость сжатия. После каждой реставрации протеза необходимо дезинфицировать гидрополимеризатор (вулканизатор).

Рассмотрим характеристики некоторых представителей быстротвердеющих полимеров.

*Протакрил, Протакрил-М* — быстротвердеющая пластмасса розового цвета, выпускается на Украине в наборе, который состоит из порошка (полимера), жидкости (мономера) дихлорэтанового клея и разделительного лака *Изокол*.

Порошок представляет собой суспензионный ПММА, содержащий инициатор — пероксид бензоила и активатор — дисульфанил.

Жидкость (мономер) имеет резкий специфический запах и представлена ММА с активатором полимеризации — диметилпаратолуидином. Во избежание испарения мономера, а также с целью уменьшения его вредного воздействия на медперсонал флакон с мономером должен быть плотно закрыт.

Дихлорэтановый клей используется для склеивания фрагментов базиса протеза при его переломе. Для этого фрагменты базиса смазываются клеем по линии перелома и с усилием соединяются. Через 2–3 мин после этой манипуляции замешивается гипс, из которого создается основание для укрепления базиса протеза.

В дальнейшем после удаления базиса протеза поверхность гипсового основания покрывается разделительным лаком *Изокол-69*. После освежения режущим инструментом (фреза, боры) линии перелома фрагменты базиса в зоне перелома смачиваются мономером и устанавливаются на гипсовое основание. Полимер-мономерная композиция используется для паковки в тестообразной стадии. Излишки (остатки) пластмассы, оставшейся в емкости для замешивания, могут быть использованы в качестве дополнительного контроля полноты реакции полимеризации.

*Протакрил* предназначен для реставрации съемных протезов, в том числе их базисов, создания ортодонтических аппаратов. Следует подчеркнуть, что проведение реставрации базиса врачом-стоматологом непосредственно в полости рта пациента следует считать недопустимым (см. гл. 14).

Другой материал данного класса — пластмасса *Редонт*, имеющая все вышеназванные качества *Протакрила*.

Из импортных аналогов быстротвердеющих пластмасс у нас в стране известны материалы германского производства.

*Футура Зульф* — быстротвердеющая пластмасса, полимеризация которой происходит в аппарате *Футурамат* под давлением при температуре  $45^{\circ}\text{C}$ , а также при  $90^{\circ}\text{C}$  (см. рис. 29).

Базисные пластмассы *Палапресс* и *Паладур* (Германия) (рис. 31) поставляются в следующей комплектации:

- бесцветный полимер и мономер;
- полимер розового цвета и мономер;
- непрозрачный полимер розового цвета и мономер;
- полимер розового цвета с прожилками и мономер;
- непрозрачный полимер розового цвета с прожилками и мономер.

Прожилки представлены тонкими красными и розовыми нитями, которые добавляются в пластмассу для имитации инъецированной сосудами слизистой оболочки.

Существует также вариант этой пластмассы — *Палапресс Варио* — с пролонгированной фазой созревания: 3 мин в жидком состоянии и 7 мин в пластичном состоянии.

Пластмасса *Палапресс Варио* является универсальным базисным материалом, который используется для полных и частичных съемных протезов, оформления краев протеза, реставрации. Протезы из этого материала обладают хорошим прилеганием к тканям протезного ложа, обеспечивая тем самым хорошую фиксацию и равномерность передаваемой базисом протеза нагрузки. Использование этой пластмассы обеспечивает точный окклюзионный контакт искусственных зубов с антагонистами.

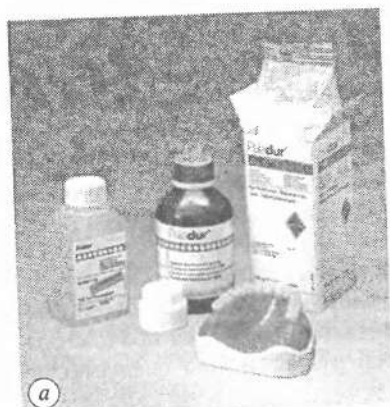


Рис. 31. Наборы базисных пластмасс *Паладур* (а), *Палапресс* (б) и нагнетательный прибор *Паладжет* (б) (Германия)

Данный материал является составной частью методики, разработанной для получения базисов съёмных протезов. В комплект поставки материалов и инструментов для данной методики (см. ниже) входят:

- нагнетательный прибор *Паладжет*, снабженный манометром для контроля давления (рабочее давление составляет 4 бар, что соответствует 4 атм.);

- полимеризатор *Паладжет-EL T*;

- дозирующие емкости для полимера и мономера;

- емкости и инструменты для замешивания пластмассы;

- цилиндрическая кювета со специально встроенным ложом для двух литников (входящий литник имеет диаметр 7 мм, отводящий литник — 3 мм);

- восковые заготовки литников и другие аксессуары для 50 протезов.

Методика используется в двух различных вариантах:

- 1) нагнетательном (инжекторном) при протезировании полными съёмными протезами;

- 2) литьевом при реставрации протезов и протезировании частичными съёмными пластиночными и дугowymi протезами.

Особенность нагнетательной методики заключается в способе формовки полимер-мономерной композиции пластмассы, которая в течение 5 мин под давлением нагнетается в кювету через специальный цилиндр нагнетательного прибора. После окончания процесса нагнетания кювета помещается в полимеризатор на 30 мин при температуре 55° С и давлении 2 бар (2 атм.).

При втором варианте замена воскового базиса на полимер-мономерную композицию пластмассы проводится литьевым прессованием с использованием системы литников. Полимеризация осуществляется в полимеризаторе в течение 30 мин при температуре 55° С и давлении 2 бар (2 атм.).

Точное дозирование исходных материалов помогает избежать ошибок при замешивании, обеспечивает качество изготовления и точность линейно-объемных размеров протеза.

Быстротвердеющая пластмасса *Дуракрил* (Чехия) поставляется в цветовых оттенках, соответствующих таковым у базисной пластмассы горячей полимеризации *Суперакрил*. О — бесцветная пластмасса; U, V, Z — розовые пластмассы. Применяется для реставрации съёмных пластиночных протезов.

*Ребарон* (Япония) — химически или светоотверждаемая пластмасса (порошок и жидкость) розового цвета для проведения реставрации базисов съёмных протезов.

*Мега А* (Германия) — быстротвердеющая пластмасса, используется для реставрации протезов.

*Мега Ф* — отличается от пластмассы *Мега А* наличием катализирующей системы, обеспечивающей цветостабильность.

*Мегасил* (Германия) — материал для светополимеризуемого покрытия съемных протезов, особенно после их реставрации. Материал дает зеркально сверкающую поверхность, высокорезистентную к истиранию, препятствующую выходу свободного мономера из базиса.

*Рapid Репайр* (США) — розовая акриловая пластмасса низкотемпературной полимеризации производства. Другая подобная пластмасса — *Селекта-плюс*, кроме порошка, содержит жидкость для ускоренной (8 мин) и замедленной (13 мин) полимеризации.

#### **5.4.2. Материалы для создания индивидуальных оттисковых ложек**

Индивидуальные оттисковые ложки предназначены для получения функциональных оттисков (см. гл. 2) при протезировании частичными и полными съемными пластиночными протезами.

Для индивидуальных ложек применяют базисные, быстротвердеющие пластмассы, а также полистирол.

Технология индивидуальной ложки зависит от используемого материала:

- при применении базисной пластмассы на модели челюсти готовят восковой базис. В последующем модель гипсуется в кювету, а замена воска на пластмассу проводится по общепринятой технологии. Затраты времени при этом методе составляют 2,5–3 ч;

- использование быстротвердеющей пластмассы заключается в нанесении полимер-мономерной композиции непосредственно на покрытую изоляционным лаком гипсовую модель челюсти. Предварительно порция пластмассового теста раскатывается до равномерной толщины. Затем проводится полимеризация в гидрополимеризаторе. Ортопед-стоматолог или его помощник может самостоятельно сделать индивидуальную ложку. Затраты времени при использовании данного вида пластмасс составляют 40–50 мин;

- при применении полистирола гипсовая модель челюсти обтягивается им в термовакуумном аппарате, принцип работы которого заключается в разогреве полимерной пластины с помощью термоэлемента и создании вакуума в рабочей камере прибора с помощью встроенного насоса. В качестве примера (рис. 32) можно назвать малогабаритный аппарат настольного исполнения *Эрко-форм-RVE* (Германия), в котором, кроме термовакуумного получения индивидуальных оттисковых ложек из специальных полимерных пластин (круглые — немецкого производства, квадратные —

американского производства), создают лечебно-профилактические каппы (для отбеливания и фторирования твердых тканей зубов), защитные каппы (для спортсменов), а также временные коронки;

— в случае использования стандартных светоотверждаемых пластин (например, *Бисико Люксэй Трэй*, *Профибейз*, *Палатрэй-ЛС*, *Паладиск-ЛС*, *Мегатрэй*) последние подвергаются соответствующей обработке в специальных галогеновых или ультрафиолетовых осветительных приборах.

Быстротвердеющая пластмасса *Карбопласт* (Украина) содержит пластификатор дибутилфталат. Материал состоит из порошка и жидкости, смешение которых в пропорции 3:1 образует тесто, полимеризующееся в течение 6–10 мин.

*Дуракрол* (Чехия) — двухкомпонентная метакриловая литьевая пластмасса с содержанием минерального наполнителя, затвердевающая на основе химической инициации при отсутствии нагревания.

Для индивидуальных ложек разработаны следующие материалы:

— пластмасса *Палавит-Л* (Германия);

— *Палатрэй-ЛС* и *Паладиск-ЛС* (Германия) — готовые к употреблению светоотверждаемые пластинки. Для них используется прибор световой полимеризации пластмасс.

*Мегатрэй* (Германия) — светоотверждаемый материал для индивидуальных оттисковых ложек. Это готовый к употреблению, не требующий замешивания материал, выпускаемый в виде пластин, имеющих форму верхнего и нижнего зубных рядов, двух цветов — розового и прозрачного с серо-голубым оттенком.

Кроме того, с указанной целью применяются акриловые пластмассы *Трэй специальный*, *Формтрэй* (США), *Индивидо*, *Мульти-Трэй* (Германия), *Острон* (Япония) и др.

Выпускаются также стандартные пластиночные заготовки для ложек: *АКР-П*, *Кавекс* (Австрия), *Тессекс* (Чехия) и др. Однако вследствие неточности и неудобства применения стандартные пластины проигрывают конкуренцию как более современной термовакуумной штамповке ложек из полистирола, так и обоим классическим методам создания индивидуальных ложек.



Рис. 32. Общий вид аппарата Эркоформ-RVE (Германия)



## 5.5. ПЛАСТМАССОВЫЕ ИСКУССТВЕННЫЕ ЗУБЫ

### 5.5.1. Производство пластмассовых зубов

Синтез и окраска полимерных порошков для искусственных зубов проводится в реакторе. Для получения флюоресцирующего эффекта в процессе синтеза в реакционную смесь вводят люминофоры. После окончания синтеза, полимер обрабатывают ферментами для полной очистки от стабилизатора суспензии. Промытый и высушенный полимерный порошок просеивают на механических ситах для получения определенного гранулометрического состава.

Из подготовленного таким образом порошка готовят зубные пудры для эмалевой и дентинной масс. Замутнение полимерного порошка производят мелкодисперсной окисью титана или цинковыми белилами. Для окраски зубной пудры и получения определенного цвета (в соответствии с расцветкой) приготавливают отправные смеси, которые представляют собой концентрат окрашенного стойкими красителями порошка.

Окраску зубной пудры проводят в специальных смесителях, куда загружают полимер и расчетное количество отправной смеси. Это вызвано необходимостью получения многоцветного 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 добавляется до 5% сшивагента (диметакрилового эфира этиленгликоля). Введение в состав полимерного материала сшивагента, обеспечивающего трехмерную структуру полимера, приводит к повышению твердости и снижению хладотекучести. В *таблицах 64 и 65* представлены основные физико-химические свойства пластмассовых зубов.

Из готовой формовочной массы производят определенные навески заготовок в зависимости от цвета и фасона зубов.

Зубы получают в специальной пресс-форме, состоящей из вестибулярной, язычной и промежуточной частей и сухаря. Она имеет дозирующие и формирующие выступы для эмалевой массы. В вестибулярную половину помещают заготовку массы «Эмаль», накладывают сухарь и помещают под горячий пресс (температура 105–110° С) на 3 мин. За это время происходит полная полимеризация «Эмали». Пресс-форму переносят под холодный пресс и раскрывают.

На отпрессованную «Эмаль» укладывают заготовку «Дентина» и закрывают «язычной» половиной пресс-формы. Затем пресс-форму вновь помещают под горячий пресс, затем под холодный. Из остывшей пресс-формы извлекают зубы, удаляют облой (тонкий слой пластмассы по линии контакта половинок пресс-формы) и фасуют по гарнитурам.

### 5.5.2. Требования, предъявляемые к искусственным пластмассовым зубам

Основными критериями качества искусственных зубов являются их функциональность и эстетичность. К искусственным зубам, в том числе и к пластмассовым, предъявляются следующие требования:

- полная токсикологическая индифферентность;
- соответствие по анатомической форме, цвету, отражательной способности и другим эстетическим показателям натуральным зубам;
- устойчивость к стиранию или износостойкость;
- устойчивость к действию воды, слюны, пищевых продуктов;
- прочное соединение с базисом протеза;
- соответствие коэффициентов термического расширения материалов искусственных зубов и базисов.

В настоящее время выпускают как *двуслойные* зубы, например *Биогал-Е* (Югославия) — 19 различных типоразмеров 16 цветовых оттенков, так и *трехслойные* пластмассовые зубы, состоящие из пришеечного, дентинного и эмалевого слоев (рис. 33).

При этом состав и структура полимерного материала в пришеечной части, обеспечивающей крепление в базисе съемного протеза, отличается более ярким цветом и меньшим содержанием сшивающего агента. Последнее объясняется тем, что высокая степень сшивки

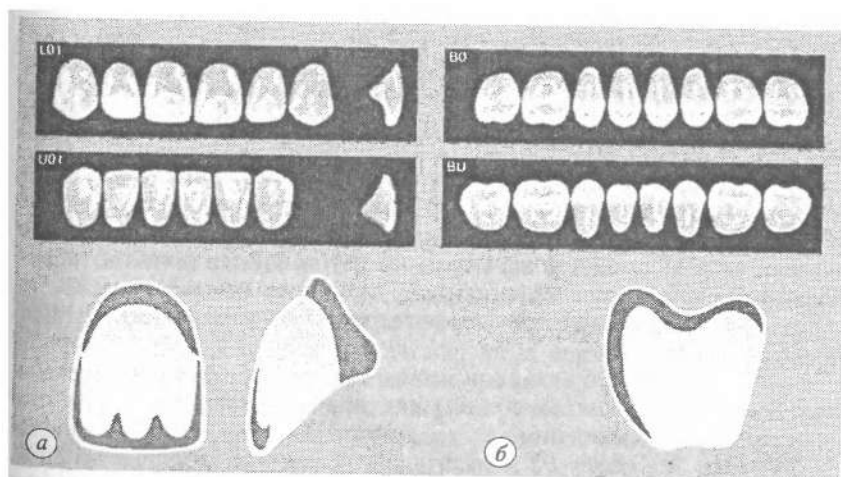


Рис. 33. Трехслойные пластмассовые искусственные передние (а) и боковые (б) зубы Бейсик (Германия)

в полимерной структуре искусственного зуба ухудшает прочность его соединения с базисом протеза.

Наиболее высокие требования по твердости и износостойкости предъявляются к эмалевой режущей части зуба. Поэтому ее часто готовят из микронаполненного композиционного полимера. Примером могут служить устойчивые к истиранию зубы *Денс Нобилис*, в ассортимент которых входят 29 типов форм передних зубов и 18 типов боковых зубов по расцветке *Биодент*. Из США поставляются гарнитуры передних (*Биоплюс*, *Биокрон*) и боковых (*Ар-типлюс*, *Биостабил*) акриловых пластмассовых зубов. Наборы искусственных зубов — гарнитуры — могут включать 28 верхних и нижних зубов, только 6 верхних или 6 нижних зубов, только боковые зубы и пр.

Сравнение износостойкости стоматологической амальгамы, композиционных пластмасс и стеклоиономерных цемента с естественными зубами, по данным ряда исследователей [Sulong и Aziz, 1990], показывает, что амальгама изнашивается в 2 раза быстрее естественных зубов, а наполненные пластмассовые материалы — почти в 4 раза быстрее эмали.

Поскольку износостойкость акриловых зубов уступает таковой у эмали, фарфора и металла, проводится работа по их упрочнению. Так, выпускаются искусственные зубы улучшенного качества *Тру-байт Биоформ IPN* (США), полученные из ненаполненного сополимера с высокой степенью сшивки структуры, которая представляет собой взаимопроникающие полимерные сетки. Зубы *IPN*, например, значительно более устойчивы, чем обычные акриловые.

Зубы *Эстедент* также имеют ряд достоинств:

- отсутствие раздражающего действия на слизистую оболочку полости рта остаточными продуктами полимеризации;
- имитация анатомической формы, расцветки и полупрозрачности естественных зубов;
- создание прочной связи зубов с базисом протеза (31 МПа, или 316 кгс/см<sup>2</sup>);
- высокие показатели прочности (не подвергаются растрескиванию, окклюзионная поверхность на глубину 2 мм дополнительно упрочнена и не имеет микропор);
- имеют повышенную микротвердость материала до 27 МПа, или 264 кгс/мм<sup>2</sup>;
- обладают флюоресцирующим эффектом, присущим естественным зубам, и сохраняют его как при естественном, так и при искусственном освещении.

В зубах *Эстедент-02* показатель стираемости улучшен на 20%, а эмаль более прозрачная и с наличием светлых пятен и полосок для лучшей имитации естественных зубов.

При протезировании детей и в период лечения зубочелюстных аномалий в периоды молочного и сменного прикуса используются пластмассовые зубы *Эстедент-Д*. Гарнитур зубов *Эстедент-Д* содержит 20 зубов: 10 для верхней челюсти и 10 для нижней челюсти (12 передних и 8 боковых).

Имеется три основных фасона передних зубов *Эстедент* и *Эстедент-02*: прямоугольный, треугольный и овальный. В таблице 66 эти типы представлены условными значками: □ — прямоугольный, ▽ — треугольный, ○ — овальный.

### 5.5.3. Подбор искусственных пластмассовых зубов

Для подбора оптимального по размеру и фасону гарнитура искусственных зубов (рис. 34) в распоряжении врача имеется специальная схема (см. табл. 66).

Стандартная расцветка *Эстедент-02* предназначена для подбора оттенка зубов при протезировании съемными протезами и представляет собой набор пластмассовых зубов тринадцати цветов от № 28 до № 40. Подбор цвета необходимо проводить при естественном рассеянном освещении, чтобы исключить возможные искажения зрительного восприятия. При этом необходимо учитывать цвет, форму, размер естественных зубов, возраст и пол пациента, цвет его волос, кожи, радужной оболочки.

В Москве налажен выпуск передних и боковых искусственных зубов *Ивокрил*, которые отличаются высокими функциональностью и эстетичностью. По расцветке *Хромаскоп* зубы выпускаются девяти основных цветов — 2А, 1С, 2В, 1D, 3А, 5В, 4А, 6В, 6D, гарнитурами по 6, 8, 28 зубов.

Передние искусственные зубы *Ивокрил* для верхней челюсти представлены тремя формами — треугольной, прямоугольной и овальной. При этом треугольная форма включает в себя 5 типоразмеров (от № 31 до № 37), прямоугольная — 3 типоразмера (№ 22, № 24, № 26) и овальная — 2 типоразмера (№ 11 и № 12).

Таким образом, передние верхние зубы имеют 10 типоразмеров. Для каждого типоразмера зубов существует определенная зависимость между шириной всех передних верхних зубов, высотой и шириной центрального резца. Так, например, в 31-м типоразмере эти параметры следующие: ширина всех 6 зубов составляет 40,4 мм, высота центрального резца равна 9,7 мм, а его ширина — 7,4 мм (подробнее см. табл. 67).

Передние нижние зубы объединены в 6 типоразмеров (от № 51 до № 57), которые по аналогии с передними верхними зубами так-

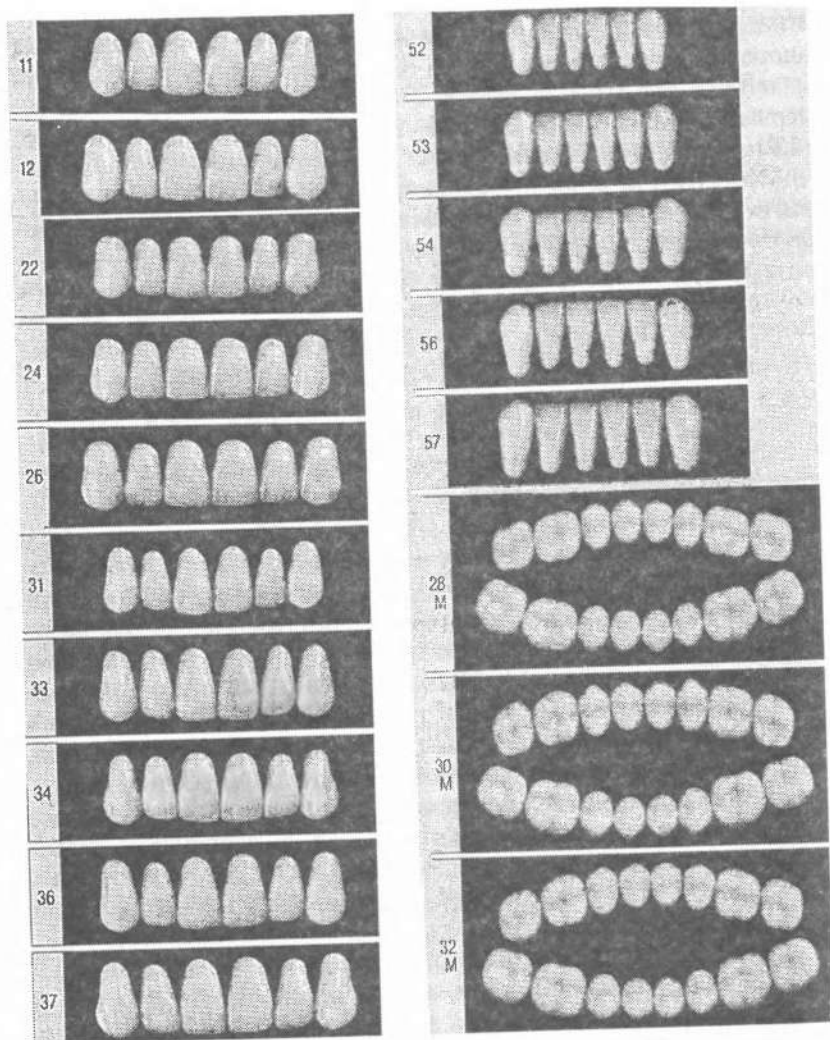


Рис. 34. Гарнитуры искусственных зубов из пластмассы

же имеют определенные размеры. Так, например, 51-й типоразмер характеризуется следующими размерами: ширина всех 6 зубов равняется 32,8 мм, высота центрального нижнего резца — 7,7 мм при ширине — 4,8 мм (подробнее см. табл. 68).

Боковые зубы представлены тремя типоразмерами (28М, 30М, 32М), при этом ширина верхних и нижних боковых зубов взаимовязана. Так, например, типоразмер № 28М имеет ширину для

верхних боковых зубов 28,9 мм, для нижних — 32,1 мм (подробнее см. табл. 69).

Искусственные пластмассовые зубы различных цветов и типоразмеров поставляются из Японии в виде наборов из 6 передних верхних, 6 передних нижних, 8 боковых верхних и 8 боковых нижних зубов. В Великобритании выпускаются искусственные зубы *Мегастар*: 29 типоразмеров передних и 18 типоразмеров боковых зубов, по расцветке *Вита* и др.

Передние искусственные зубы *SR-Антарис* (Лихтенштейн) поставляются в комплектах по 6 шт. двадцати цветов по расцветке *Хромаскоп*. Они имеют 29 типоразмеров для верхней и 10 типоразмеров для нижней челюсти. Боковые зубы *SR-Постарис* поставляются комплектами по 8 шт. двадцати цветов по расцветке *Хромаскоп*. Их выпускают пяти типоразмеров, отдельно для верхней и нижней челюстей. Взаимосвязь формы и размеров зубов представлена в табл. 70–72.

При производстве искусственных пластмассовых зубов фирмы-производители исходят из концепции единой цветовой палитры. Германия выпускает искусственные зубы по шкале расцветок *Вита-Люмин-Вакуум* (см. с. 115) из 16 цветов (см. табл. 73–75). При этом передние верхние зубы представлены четырьмя формами зубов:

- овальной (9 видов);
- квадратной (7 видов);
- треугольной (9 видов);
- прямоугольной (8 видов).

Нижние передние зубы имеют 13 разновидностей.

## 5.6. ОБЛИЦОВОЧНЫЕ ПОЛИМЕРЫ ДЛЯ НЕСЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ

Облицовочные полимерные материалы, окрашенные в естественные цвета, применяют в качестве метода выбора при восстановлении зубов. К этим материалам фактически применимо большинство требований, предъявляемых к облицовке несъемного протеза и рассмотренных нами ранее (см. раздел 4.7).

В качестве облицовочных материалов в клинике, кроме керамических масс (см. раздел 4.7), используются:

- композиционные материалы (см. гл. 6);
- акриловые полимеры.

Керамика за счет своей твердости и высокой износоустойчивости не амортизирует функциональную нагрузку. Это вызывает перегрузку пародонта при замещении дефектов зубного ряда большой протяженности мостовидными протезами. В этом отношении

полимерное покрытие имеет большое преимущество перед керамическим.

Облицовочные материалы на основе метилметакрилата хорошо моделируются и полируются, однако не обладают достаточной механической стойкостью при длительной нагрузке в полости рта (см. табл. 76).

Отдаленные результаты эксплуатации протезов с пластмассовой облицовкой вызвали критические замечания относительно:

- цвета облицовки (одноцветность, нестойкость);
- ее недостаточной абразивной и механической прочности;
- набухания пластмассовой облицовки в ротовой жидкости;
- образования краевой щели между облицовкой и металлическим каркасом;
- образования зубного налета на поверхности пластмассовой облицовки.

При технологии металлоакриловых несъемных протезов на этапе моделировки цельнолитого каркаса из воска (см. гл. 8) используется *ретенционный набор для металлопластмассовых протезов*, который представлен шариками диаметром 0,2–0,6 мм. Для этого на восковую модель каркаса, полученную по известной методике, равномерно наносят шарики из набора. Использование ретенционных пунктов создает условия для механического крепления пластмассовой облицовки.

В ряде случаев до настоящего времени для облицовки металлических каркасов несъемных протезов применяют пластмассу *Синма-М* (Украина).

*Синма-М* обеспечивает хорошие эстетические свойства протезов благодаря возможности послойного моделирования облицовки массами различного цвета. Она представляет собой акриловую пластмассу горячего отверждения в виде порошка и жидкости.

Порошок — суспензионный привитой фторсодержащий сополимер, жидкость — смесь акриловых мономеров и олигомеров. Благодаря наличию олигомера в *Синме-М* увеличено время жизнеспособности массы в пластичном состоянии (до 30 мин), что позволяет моделировать облицовку непосредственно из пластмассы, равномерно ее наносить и распределять.

Комплект *Синма-М* содержит порошок «Дентин» восьми цветов, порошок «Эмаль» двух цветов, жидкость и концентраты четырех красителей (белый, желтый, коричневый и серый). Каждый порошок «Дентин» из комплекта *Синма-М* по цвету соответствует одному из номеров единой стоматологической расцветки.

При необходимости получения цвета с более интенсивным оттенком к основному порошку добавляют небольшое количество

концентрата красителя нужного цвета и тщательно перемешивают. Для выбранного цвета «Дентина» подбирают соответствующий цвет порошка «Эмаль» («Эмаль» № 1 применяется со светлыми цветами порошка «Дентин» №№ 6, 10, 12 и 14; «Эмаль» № 2 применяется с цветами порошка «Дентин» №№ 16, 19, 20 и 24).

Пластмассу *Синма-М* можно использовать для облицовки протезов следующими методами:

- моделированием облицовки непосредственно на каркасе протеза;

- паковкой пластмассы в форму.

Преимущество *метода моделирования облицовки непосредственно на каркасе протеза* заключается в том, что опускается такой трудоемкий этап, как создание формы, извлечение готового протеза из кюветы.

Последовательность мероприятий при этом методе такова:

1. Подготовка каркаса:

- отлитый металлический каркас после предварительной механической подготовки подвергают последующей пескоструйной обработке песком средней зернистости. После этого каркас полируют, тщательно промывают, высушивают на воздухе и обезжиривают мономером;

- на каркас кисточкой наносят тонкий слой грунта. Грунт готовят смешиванием порошка и жидкости ЭДА-03 до сметанообразной консистенции. Следует тщательно покрыть ретенционные шарики до полного укрытия металла равномерным цветом, не допуская утолщений;

- загрунтованный каркас подсушивают на воздухе в течение 15 мин, а затем помещают в полимеризатор и выдерживают 10 мин при температуре 120° С и давлении 5 атм. Во избежание изменения цвета облицовки грунтовое покрытие перед нанесением пластмассы должно быть сухим и твердым.

2. Приготовление пластмассы:

- порошок «Дентин» и жидкость смешивают в объемном (3:1) или весовом (2:1) соотношении в фарфоровом или стеклянном сосуде. В закрытом сосуде масса сохраняет рабочую консистенцию в течение 20–25 мин, а в открытом сосуде ею можно пользоваться в течение 15 мин;

- закрытый сосуд с массой оставляют для набухания в течение 6 мин, если зубной техник работает шпателем. Массу перемешивают 1–2 раза в процессе набухания. Если техник пользуется кисточкой, то с массой можно начинать работать через 1 мин после замешивания и до изменения консистенции (загустевания).



При этом массу готовят в весовом соотношении порошка и жидкости 2 : 1,5.

### 3. Моделирование облицовки:

- манипуляцию начинают с дентинной массы, которую наносят клиновидно, оставляя свободными контактные поверхности и режущий край коронки;

- на загрунтованный каркас наносят «Дентин» шпателем или кисточкой. Для того чтобы масса не прилипла к шпателю, его слегка смачивают жидкостью *Синма-М*;

- массу наносят на каркас небольшими порциями, придавая облицовке форму нужного зуба. Не следует наносить много массы, толщина слоя не должна превышать 3 мм, так как при большой толщине пластмасса может давать трещины в процессе полимеризации;

- если каркас имеет большую протяженность, следует моделировать быстро либо частями.

### 4. Проведение полимеризации:

- для полимеризации используют пневмополимеризатор стоматологический *ПС-1* или его импортный аналог *Ивомат* (Лихтенштейн). В этих аппаратах *Синма-М* полимеризуется в течение 10 мин при температуре 120° С и давлении 4–5 атм.;

- если возникает необходимость в коррекции протеза, который был ранее полимеризован при температуре 120° С, то вторая полимеризация проводится при температуре 100° С. Это предупреждает образование щели между металлом и пластмассой;

- для постепенной полимеризации облицовки мостовидных протезов большой протяженности проводят первую, вторую и последующие полимеризации при температуре 100° С, а последнюю при температуре 120° С.

Обработка протеза после полимеризации проводится обычными методами.

*Метод полугения облицовки паковкой пластмассы Синма-М в кювету* предполагает следующие действия:

- 1) грунтование металлической конструкции, которое проводится так же, как описано в первом методе;

- 2) моделирование должно проводиться чистым неокрашенным воском. При моделировании вестибулярной поверхности зуба необходимо дать воску дополнительное утолщение (0,5 мм). Этот запас объема делается в расчете на отделку, шлифование и полирование пластмассы;

- 3) получение гипсовой формы: комбинированные мостовидные протезы, независимо от конструкции металлических креплений, гипсуются по общепринятому способу с оставлением вестибулярной поверхности моделированной части конструкции открытой.

В качестве разделителя гипса при отливке контрформы применяется изолирующий водный раствор.

После затвердевания гипса кювету в закрытом виде погружают в горячую воду, выдерживая ее до размягчения воска, а затем раскрывают и удаляют воск струей кипящей воды;

4) подбор цвета и приготовление пластмассы проводятся аналогично рассмотренному выше;

5) формовка осуществляется в охлажденной до комнатной температуры кювете. Перед закладкой материала металлические части протеза, покрытые грунтом, вначале протираются сухой ваткой, а затем их слегка смазывают кисточкой или ватным шариком, смоченным в мономере.

Готовую к работе дентинную массу *Синма-М* хорошо переминают и придают ей форму валика — для ряда зубов или шарика — для одиночного зуба. В таком виде, плотно уложив массу в гнездо гипсовой формы, покрывают ее увлажненным целлофаном, а затем контрформой постепенно прессуют, не доводя смыкания половинок кюветы на 1–1,5 мм.

После этого кювета открывается для контроля, излишки материала острым концом шпателя удаляются, а затем этим же инструментом вырезают те части, где будет расположена эмалевая масса, укладывают ее и вновь прессуют кювету.

Можно накладывать «Эмаль» и после окончания полимеризации дентинного слоя. Для этого охлажденную кювету раскрывают и, не вынимая протеза из гипса, фрезой удаляют часть пластмассы. Удаление пластмассы проводят, постепенно углубляясь и увеличивая толщину срезанного слоя по направлению к режущему краю.

Режущий край полностью срезается. Оставшуюся часть пластмассы обрабатывают мономером и укладывают эмалевую массу. После этого закрывают кювету и осуществляют полимеризацию обычным способом в водяной бане. Этот способ рассмотрен нами ранее (см. гл. 5);

6) обработка облицовки или всего протеза проводится после охлаждения кюветы общепринятым способом.

## **5.7. ПОЛИМЕРНЫЕ МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ВРЕМЕННЫХ НЕСЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ**

Протезирование коронками и мостовидными протезами предполагает препарирование твердых тканей опорных зубов. Объем препарирования зависит от типа несъемного зубного протеза. Обязательным условием после препарирования является защита твер-

дых тканей зубов от повреждающего действия внешних факторов (температуры, характера принимаемой пищи и т. д.).

Для защиты твердых тканей зубов используются следующие полимерные материалы: акрилат, поликарбонат, целлулоид.

Временные коронки и мостовидные протезы могут создаваться двумя способами — прямым и непрямым.

Непрямой способ предполагает получение временного несъемного протеза в лаборатории. Для этого врач в кабинете снимает оттиски челюстей (см. гл. 2) до препарирования опорного зуба (или зубов). На гипсовой модели острым инструментом с опорных зубов удаляется слой гипса соответственно толщине постоянной конструкции протеза. В дальнейшем, известным способом проводится моделирование несъемных протезов (коронки, мостовидных протезов) из воска с последующей заменой на акриловую пластмассу *Синма-М* (см. раздел 5.6).

Следует отметить, что препарирование опорных зубов осуществляется врачом после готовности временных несъемных протезов. Поэтому протез после препарирования твердых тканей опорных зубов требует коррекции в полости рта, что является слабым местом данного метода.

Прямой способ предполагает получение врачом или его помощником временного несъемного протеза непосредственно у кресла пациента.

В клинике достаточно долго имел применение вариант создания временных коронок из быстротвердеющей акриловой пластмассы и искусственного зуба соответствующего цвета и размера из гарнитура, например из *Эстедент-02*.

Для этого из искусственного зуба режущим инструментом (фреза, бор и др.) удаляется пластмасса таким образом, чтобы оставшаяся скорлупка сохраняла режущий край (окклюзионную поверхность), вестибулярную и контактные поверхности.

В дальнейшем такая облицовка-скорлупка припасовывается к препарированному опорному зубу, а небная (язычная) поверхность восстанавливается акриловой пластмассой. Вся конструкция выводится из полости рта для полимеризации, которую проводят в емкости с водой при температуре 50–60° С в течение 10–15 мин. После этого готовая коронка отделяется, полируется, снова припасовывается на опорный зуб и фиксируется временным материалом.

Для защиты твердых тканей препарированных зубов могут быть использованы стандартные защитные колпачки из целлулоида, например колпачки *Стрип Краун* и *Пелла*.

Выпускаются также стандартные временные полимерные коронки. Наборы из 5 пластмассовых временных коронок *Поли Краун*

Рефилл и 180 пластмассовых коронок *Поли Краун Кит* разработаны в Великобритании.

Временные поликарбонатные коронки (см. рис. 15, б) позволяют при необходимости их подгонки использовать ножницы или скальпель, а после фиксации на препарированном зубе обеспечивают надежную защиту его тканей. Комплектация набора таких коронок представлена в таблице 79.

Фирма «Босворт» (США) добавила 12 новых типоразмеров временных коронок *БигБойз* к выпускавшемуся ранее комплекту *Би Краун Моляр Кит*. Это расширяет возможности выбора при подборе коронок к первым, вторым и третьим молярам. Все временные коронки для моляров имеют выраженную анатомическую форму и выполнены из поликарбонатного нейлона. Они прозрачны, эстетичны, гибки, что позволяет их легко подогнать, и достаточно тонки, чтобы не возникало трудностей при их наложении в межзубных промежутках. Эти коронки могут быть легко подогнаны с помощью коронковых ножниц или скальпеля.

Указанные временные коронки обладают хорошей совместимостью со всеми типами быстротвердеющих акрилатов и композиционных материалов, а также цинкоксидными цементами.

Получение временных коронок предусматривает следующие действия:

1) в полости рта силиконовым оттискным материалом получают оттиск до препарирования зуба или группы зубов;

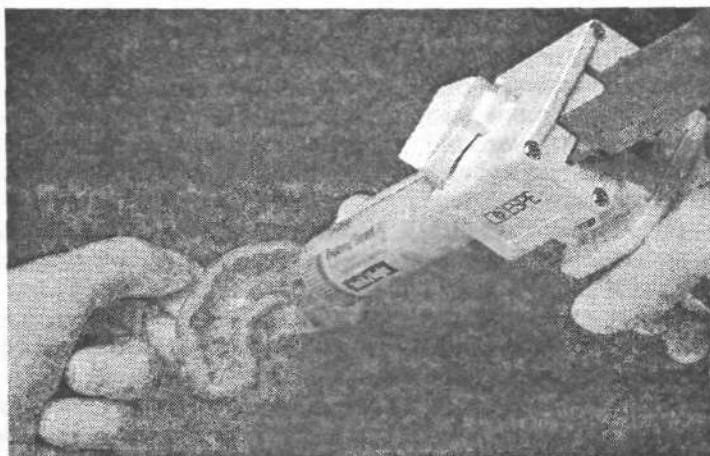
2) после препарирования зубов в высушенный оттиск вносится необходимое количество полимерного материала, и оттиск снова вводится в полость рта на 2 мин, до появления эластичной фазы отверждаемого материала;

3) через 2 мин оттиск выводится из полости рта, временная коронка в эластичном состоянии извлекается из оттиска или снимается с препарированного зуба и с помощью режущих инструментов корригируется до оптимума;

4) после отделки временная коронка в эластичном состоянии накладывается на препарированный зуб. Затем в полости рта в течение 10 с проводится светоотверждение, что позволяет исключить возможные изменения формы. Окончательная полимеризация осуществляется вне полости рта. Для этого проводят световую обработку каждой поверхности коронки в течение 20 с.

Получение временных мостовидных протезов отличается от вышеприведенной технологии временных коронок тем, что до получения оттиска в полости рта в области отсутствующих зубов проводится припасовка искусственных зубов из полистирола. Эти зубы адгезивом (*Гелиобонд*) или композиционным материалом фиксируются на зубах, ограничивающих дефект.

а



б

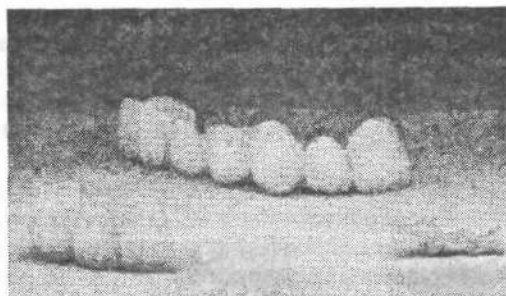


Рис. 35. Получение (а) временного несъемного протеза (б)

После этого необходимо получить оттиск мягким силиконовым материалом. Искусственные зубы удаляют из оттиска (или из полости рта) и проводят препарирование опорных зубов. В оттиск помещается достаточное количество полимерного материала (рис. 35). Ложка с оттиском вводится в полость рта, где в течение двух минут материал приобретает эластичное состояние, в котором его можно корректировать режущим инструментом.

Светоотверждение материала для временного мостовидного протеза предполагает обработку в полости рта каждого промежуточного звена мостовидного протеза в течение 30 с и каждой коронки в течение 10–15 с. Затем мостовидный протез выводится из полости рта и его дополнительно отверждают. При использовании для фотополимеризации светоотверждающих приборов типа *Спектрамат-Мини* (рис. 36) время обработки составляет 3 мин.

*Провипонт-ДС* (Лихтенштейн) — материал для временных коронок и мостовидных протезов. Он поставляется в виде пасты и катализатора готовым к употреблению, трех цветов (белого, желтого, коричневого), в картриджах.

Компоненты основной пасты (из расчета на 100 г): бисфенол-А-диглицидилметакрилат — 3,9 г; уретандиметакрилат — 25,5 г; триэтиленгликолдиметакрилат — 9,5 г; высокодисперсная силанизированная двуокись кремния — 23,8 г; полимеризат из уретандиметакрилата и силанизированной двуокиси кремния — 15,8 г; полиалкоголи — 2,5 г; цеолит — 8 г; катализатор и стабилизатор — 0,9 г. В качестве активатора использован полиизоцианат. Материал замешивается в соотношении 4 : 1, помещается в силиконовый оттиск или в область препарированного зуба.

После замешивания *Провипонт-ДС* полимеризуется до эластичной фазы в течение 2 мин. В этой фазе он остается до проведения светоотверждения и легко поддается обработке ножницами, скальпелем или резиновыми дисками. Окончательная полимеризация материала может проводиться также под воздействием света вначале в полости рта, а затем вне ее.

*Медстар Темпкраун* (Великобритания) — светоотверждаемый комплект из двух паст для временных коронок и мостовидных про-



Рис. 36. Прибор световой полимеризации компомеров

тезов. Этот материал на основе диметакрилата, многофункциональных метакриловых эфиров и стеклонаполнителя выпускается в сдвоенном картридже, что позволяет автоматически перемешивать и непосредственно наносить его в предварительно полученный оттиск. Таким образом исключается ручное перемешивание, повторная загрузка шприца, полностью отсутствует проблема воздушных пузырьков, так как материал наносится через специальные насадки. Он обладает следующими достоинствами:

- наличие кремообразной консистенции и низкой вязкости, что позволяет быстро использовать его с применением оттиска;

- достаточно длительной пластичной фазой, что позволяет безопасно и легко удалять временные коронки и мостовидные протезы из полости рта;

- отверждение материала с помощью галогеновой лампы производится из расчета по 20 с на каждую поверхность, с помощью фотополимеризатора — в течение 1 мин;

- минимальной полимеризационной усадкой;

- созданием гладкой блестящей поверхности после полимеризации;

- устойчивостью к компрессии;

- хорошими токсикологическими показателями;

- отсутствием раздражающего термического влияния на пульпу, так как полимеризация материала происходит при температуре  $< 38^{\circ}\text{C}$ ;

- удобной упаковкой (сдвоенными картриджами из светозащитного полимера).

**Физико-механические свойства материала:**

- прочность на изгиб — 100 МПа;

- прочность на сжатие — 300 МПа;

- поперечная прочность на разрыв — 47 МПа;

- модуль пластичности — 2100 МПа.

*Протемп-II* и *Протемп Гарант* (Германия) — материал в шприцах и картриджах для временных пластмассовых коронок и мостовидных протезов.

*Мега-М* (Германия) — белая быстрополимеризующаяся моделируемая пластмасса на основе метилметакрилата для моделировки вкладок, коронок и временных мостовидных протезов.

Подобные быстротвердеющие пластмассы *Темпрон* и *Унифаст Айвори*, включающие жидкость и порошок, для временных несъемных протезов, предложены в Японии. Кроме того, в этой стране выпускается светоотверждаемый материал *Унифаст-LC* шести цветов по шкале *Vita* (A2, A3, B2, B3, C2, прозрачный). Время полимеризации составляет 40 с.

Для временных коронок и мостовидных протезов, получаемых прямым способом, разработана быстротвердеющая пластмасса *Ден-*

тalon Плюс (трех цветов — L, M, D). Для лабораторного использования там же предложена быстротвердеющая пластмасса Палавит-55 VS шести цветов (рис. 37).

Изо-Темп (США) — представляет собой многофазный автоматически замешиваемый материал, разработанный специально для устранения недостатков, связанных с применением акриловых материалов, и позволяющий быстро и без затруднений создать временные коронки и мостовидные протезы.

Время, в течение которого материал находится в пластичном состоянии, составляет несколько минут, что позволяет свести к минимуму возможность его застывания в поднутрениях. Материал имеет малую усадку при полимеризации, что обеспечивает лучшее краевое прилегание и функционирование временного протеза.

Кроме того, материал является светоотверждаемым, поэтому при полимеризации выделяет меньше тепла, что уменьшает возможность повреждения пульпы. Он поставляется в картриджах, четырех наиболее часто применяемых цветов — А1, А2, А3/5 и С2.

Дуракрил-инлей (Чехия) — акриловая пластмасса, химически полимеризующаяся без участия тепла. Применяется для реставрации в полости рта пластмассовых коронок и облицовок несъемных протезов.

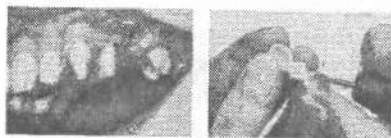


Рис. 37. Наборы быстротвердеющих пластмасс (а — Денталон Плюс; б — Палавит-55 VS; в — Темдент) для временных искусственных коронок и мостовидных протезов (2)



Производится 8 цветовых оттенков: непрозрачный, белый, желтый, светло-коричневый, серый, желто-серый, серо-коричневый, прозрачный.

**ТАБ-2000 (США)** — быстротвердеющая акриловая пластмасса для временных коронок и мостовидных протезов. Содержит жидкость и порошок трех цветов (светлого, серого, желтого).

**Трим (США)** — пластмасса для получения прямым способом временных несъемных протезов.

**Темдент (Германия)** — материал для временных коронок и мостовидных протезов, который гарантирует отсутствие пор и легко поддается обработке. Обеспечивает гладкую поверхность, не требующую полировки.

Там же, в Германии для временных пластмассовых коронок и мостовидных протезов выпускают материалы *Структур* и *Структур-2*.

**Структур** — представляет собой новый тип быстротвердеющего материала, хорошо полируется после полимеризации, стабилен и прочен (не дает пыли, не ломок) благодаря гомогенной эластичности. В состав его входят порошок и жидкость.

**Структур-2** — светоотверждаемый комплект из двух паст для временных коронок, мостовидных протезов и вкладок. Выпускается в шприцах для ручного смешивания и в картриджах. Для картриджей необходим стандартный пистолет-инжектор. Материал лишен запаха, стабилен. Цвет временной конструкции выбирается по расцветке *Вита* индивидуально для каждого больного: цвет U — универсальный (соответствует цвету A3), Y — желтый (соответствует цвету B3), L — светлый (соответствует цвету B1).

**Бисико Прови Темп К (Германия)** — акриловая пластмасса для временных несъемных протезов (светлого, темного и универсального цветов) в виде двойных картриджей. Материал устойчив к царапинам, трещинам.

**Бисико Темп S (Германия)** — материал для временных протезов на основе изобутилметакрилата. Замешивается вручную, не нагревается при полимеризации. Легко отделяется и полируется. Цвет — универсальный.

Фиксация временных коронок или мостовидных протезов проводится с использованием цемента, не содержащих эвгенола (например, *Провилинк*, *Бисико Прови Бонд К*, *Темп Бонд NE*, *Реокап Темп*). Это рекомендуется особенно в тех случаях, когда фиксация постоянной конструкции будет осуществлена с помощью композиционного материала, так как эвгенол тормозит процесс полимеризации композиционных материалов.

# КОМПОЗИЦИОННЫЕ ПОЛИМЕРЫ (КОМПОМЕРЫ)

### 6.1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ О КОМПОЗИЦИОННЫХ ПОЛИМЕРАХ (КОМПОМЕРАХ) И ИХ СВОЙСТВАХ

- ♦ *Композиционные полимеры (компомеры, керомеры) — вещества, в которых методом силанизации с органической диметакрилатной матрицей объединяется минеральный (стеклокерамика) наполнитель (40–80%).*

Компомеры (керомеры) представляют собой пространственное трехмерное сочетание или комбинацию, по крайней мере, двух химически различных материалов, которые имеют четкую границу раздела, причем эта комбинация имеет более высокие показатели свойств, чем каждый из компонентов в отдельности.

Костная и зубная ткани являются хорошими примерами естественных композиционных структур.

Искусственные компомеры, как правило, являются сополимерами, предназначенными для восстановления зубов.

**Классификация.** Все выпускаемые в настоящее время композиционные материалы можно классифицировать по ряду признаков.

1. *По органической матрице* компомеры представляют собой различные диметакрилаты (бисфенол-А-диглицидилдиметакрилат, триэтилгликольдиметакрилат, уретандиметакрилат).

2. *По наполнителю:*

1) вид наполнителя:

- гидролизированный кварц;
- оксид алюминия;
- алюмосиликат лития;
- другие;

2) *весовой процентный состав:*

- 50–70% (низконаполненные композиционные материалы);
- 70–87% (высоконаполненные композиционные материалы);

3) *по размерам частиц:*

- макронаполненные, или макрофильные (1–100 мкм);
- микронаполненные, или микрофильные (0,04–0,06 мкм);
- гибридные ( $1-5 \pm 0,05$  мкм).

### 3. По способу полимеризации:

#### 1) химического отверждения:

- термополимеризационные материалы, требующие дополнительного внешнего источника тепла для полимеризации;
- материалы, не требующие дополнительной тепловой энергии;
- 2) светотверждаемые (фотополимеризующиеся);
- 3) двойного (химического и светового) отверждения.

#### 4. По форме выпуска:

- основная и катализаторная пасты;
- порошок и жидкость;
- паста и жидкость;
- паста.

Современные композиционные материалы представляют собой смесь неорганических частиц, взвешенных в связующей органической матрице и объединенных с ней силановыми мостиками.

В результате исследований систем полимерных матриц разработаны составы:

- 1) фиксирующие (см. гл. 7);
- 2) адгезивные;
- 3) восстановительные:
  - а) облицовочные (см. гл. 6.3);
  - б) пломбировочные материалы.

**Свойства.** На свойства композиционных материалов большое влияние оказывают:

а) тип наполнителя — кварц, алюмосиликатное и боросиликатное стекло и другие в высокой концентрации уменьшают полимеризационную усадку, противостоят деформации матрицы, снижают коэффициент температурного расширения, улучшают физические свойства (твердость, износостойкость);

б) форма и размер неорганических частиц, которые зависят от способа получения наполнителей (осаждение, конденсация, помол, растирание и др.);

в) концентрация неорганических частиц в композиционном материале.

**Механические свойства** компомера определяют долговечность материала и широту его клинического применения. К таким свойствам компомера можно отнести:

а) усадку, которая способствует возникновению микрощели в зоне краевого прилегания компомера к поверхности полости. Большинство композиционных материалов дает усадку в пределах 0,5–0,7%. При этом химически активируемые композиционные материалы дают усадку по направлению к центру, а светоактивируемые сокращаются в сторону источника света.

Высокое содержание наполнителя, применение дентинных свя-

зующих агентов и частичное заполнение полости с постепенной полимеризацией компенсирует полимеризационную усадку;

б) модуль эластичности, который определяется содержанием наполнителя (компомеры с низким содержанием наполнителя больше подвержены деформациям и поломкам) и степенью абсорбции воды (прямопропорциональная зависимость).

♦ *Абсорбция* (лат. *absorptio* — поглощение) — поглощение вещества всем объемом поглотителя-абсорбента (для сравнения: *адсорбция* — поверхностное поглощение).

Сила, развиваемая при усадке, определяется модулем эластичности:

- чем ниже модуль эластичности, тем выраженнее сила усадки;
- чем больше масса компомера, тем больше полимеризационная усадка;

в) прочность и твердость материала зависят от состава матрицы, типа наполнителя (чем более компомер насыщен наполнителем, тем он прочнее) и степени наполнения (как правило, наиболее твердые композиционные материалы имеют наибольшую величину наполнителя), а также от величины водопоглощения;

г) износостойкость, или сопротивляемость стиранию (в среднем 8–10 мкм в год), находится в прямой зависимости от размера частиц наполнителей и величины водопоглощения;

д) коэффициент термического расширения зависит от качества и количества неорганического наполнителя (высокая концентрация наполнителя снижает КТР);

е) водопоглощение (адсорбция) компомерами химического отверждения связано с возможностью гидролиза, а светоотверждаемых материалов — с низким содержанием наполнителя и малым размером частиц;

ж) изменение цвета окрашенных под естественные зубы полимерных материалов может быть вызвано различными факторами. Окрашивание в результате действия внутренних (химических) факторов связано с состоянием аминного ускорителя, самой полимерной матрицы и непрореагировавших метакрилатных групп.

Цвет компомеров может также изменяться при воздействии различных внешних факторов, как-то: источников энергии и длительной выдержки в жидкости, адсорбции или поглощения различных красителей, присутствие которых возможно в полости рта (чай, кофе, яблочный сок и другие пищевые красители).

Таким образом, обобщая все вышеизложенное, следует отметить имеющие место достоинства и недостатки композиционных материалов.

Такими достоинствами являются:

- эстетичность;
- лучшее, чем у других пломбировочных материалов, восстановление анатомической формы зуба, в частности контактных пунктов;

- возможность создания улучшенной герметичности;
- низкая теплопроводность.

Из недостатков нужно назвать:

- сложную и трудоемкую методику применения;
- низкий модуль эластичности;
- более высокий, чем у зубной ткани, коэффициент термического расширения;
- большую усадку.

## 6.2. ПЛОМБИРОВОЧНЫЕ КОМПОЗИЦИОННЫЕ ПОЛИМЕРЫ

Основное предназначение композиционных материалов — восстановление или создание эстетического оптимума, который может быть реализован только за счет таких определяющих факторов, как:

- способность сохранять химическую структуру;
- хорошие физико-механические свойства в условиях длительного пребывания в агрессивной среде (ротовая жидкость, продукты питания и т. д.) и знакопеременных нагрузок во время жевания;

- сходные с зубными тканями оптические качества (светопреломление и светоотражение).

Применяемые в настоящее время *микрофильные компомеры* содержат очень маленькие частицы, заполняющие матрицу до 30–60% веса, но только до 20–35% объема. Особенностью этих компомеров является их способность полироваться до очень гладкой поверхности при невысокой прочности. Они применяются при пломбировании полостей V класса по Блэку и для облицовки поверхности с предварительно подготовленным основанием из гибридного композиционного материала.

*Гибридные композиционные материалы* содержат смесь обычных крупных частиц (1–100 мк) бариевого стекла и субмикронные частицы кремния. Разные материалы этой группы содержат наполнитель различного качества и количества. Большинство компомеров этого вида содержат 78–85% наполнителя по весу, занимая 64% объема с очень широким распределением частиц разного размера.

Материалы этой группы подвержены незначительной стираемости, обладают небольшим коэффициентом температурного рас-

ширения, пониженной полимеризационной усадкой, повышенной прочностью на излом и растяжение и пониженной абсорбцией воды. Поэтому они чаще применяются в области боковых зубов.

Дополнительными компонентами органической матрицы являются:

1) полимеризационный ингибитор (монометилэфир гидроквинона) — для увеличения времени работы с материалом и сроков его хранения;

2) катализатор для начала полимеризации (перекись бензоила);

3) дополнительный ускоритель полимеризации — только для компомеров химического отверждения (дегидроэтил толуидин);

4) фотоинициатор (активатор) — только в светоотверждаемых компомерах — для начала фотополимеризации (метилэфир бензоила, камфероквинон);

5) фотостабилизатор — светопоглотитель ультрафиолетовых лучей (гидроксиметоксibenзофенон) для улучшения стабильности цвета, уменьшения изменения цвета материала от солнечных лучей.

Как уже было отмечено ранее, выделяют композиционные материалы химического и светового отверждения. Последнее осуществляется голубой частью спектра видимого света в диапазоне волн от 350 до 550 нм.

*Химически отверждаемые компомеры* являются двухкомпонентными (паста и жидкость, две пасты, порошок и жидкость), при смешивании которых перекись бензоила и амин, входящие в их состав, формируют свободные радикалы, начинающие процесс полимеризации.

Полимеризация носит экзотермический характер и продолжается до тех пор, пока все свободные радикалы не соединятся. Наблюдающаяся при этом полимеризационная усадка (0,5–0,7%) наиболее выражена у полимеров, включающих порошок и жидкость (до 5,68%). Остаток аминного соединения предопределяет потенциально возможные изменения цвета (как правило, потемнение).

*Светоотверждаемые компомеры* — однокомпонентные материалы, содержащие чувствительный фотоинициатор (камфероквинон), который активируется светом видимого спектра и дает начало реакции полимеризации. Ее механизм связан с цепной реакцией свободных радикалов, выделяющихся под действием света из инициатора.

В комплект композиционных материалов (рис. 38) входят:

1) протравливающие средства для эмали и дентина (32–50% фосфорная кислота в жидком или желеобразном состоянии);

2) адгезивные компоненты, обеспечивающие прилипание материала к стенкам полости или к металлу.

В прошлом использование композиционных материалов как универсальных средств для восстановления дефектов твердых тканей зуба было затруднено в силу целого ряда обстоятельств.

При проведении протравливания дентина наблюдалось расширение дентинных канальцев. Истечение дентинной жидкости из расширенных дентинных канальцев препятствовало надежной связи с гидрофобными композиционными материалами.

Попытки использования метакрилатов для достижения связи с гидроксиапатитной либо коллагеновой составляющей дентина позволяли добиться значительного увеличения силы адгезии. Однако из-за гидролиза адгезивного слоя, состоящего из сложных эфиров, прилипание не было прочным. Лучшие результаты дали попытки достижения адгезивной связи между дентином и материалом путем химической модификации, но сила адгезии достигала только 7–15 МПа из-за неоднородности и неравномерности поверхности дентина.

Современные наборы адгезивных материалов базируются на комбинации трех компонентов:

- 1) протравливающего агента;
- 2) адгезивного грунта;
- 3) собственно адгезива.

Одновременная обработка эмали и дентина протравливающим гелем (32% фосфорной кислотой) приводит к декальцинации твердых тканей. Дентинные канальцы при этом открыты.

Адгезивный грунт после высушивания обогащает поверхность твердых тканей зуба биполярными мономерами, гид-

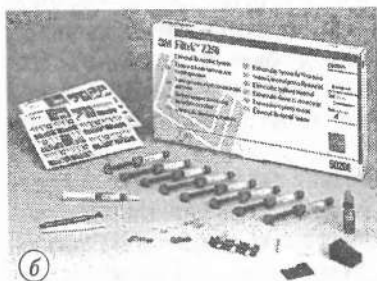
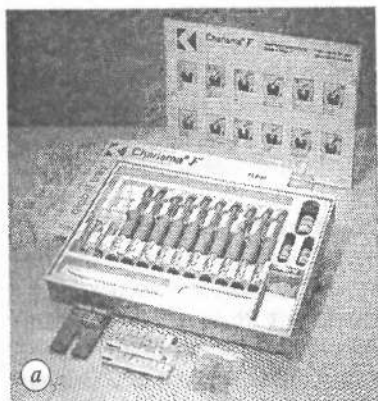


Рис. 38. Комплекты композиционных пломбировочных материалов Карисма-*F* (а), 3М Филтек Z250 (б) и Дегуфил SC (в)

рофильные молекулы которых обеспечивают адгезию. Смесь мономеров хорошо смачивает дентин и проникает в него, что приводит к формированию слоя дентина, пропитанного синтетической субстанцией. Этот слой является адгезивным в расширенных дентинных канальцах. Адгезия достигает 30 МПа.

Благодаря обработке дентина адгезивным грунтом, гидрофобная маловязкая смесь мономеров связывающего агента (собственно адгезива) может использоваться универсально как адгезив для эмали и дентина. Гибридный слой формируется при полимеризации адгезива на пропитанном адгезивным грунтом дентине.

Таким образом, создается микромеханическая связь между композиционным материалом и дентином, который не подвергался декальцинации. В дальнейшем адгезив укрепляется путем формирования так называемых «петель», образуемых в дентинных канальцах при совместной полимеризации адгезивного грунта и адгезива.

При работе с адгезивными наборами следует соблюдать определенные правила:

- протравочный гель, адгезивный грунт и адгезив должны применяться один после другого с обязательным выполнением рекомендаций изготовителя по времени протравливания, способу внесения протравливающего вещества и способу промывки и т. д.;

- не следует пользоваться эвгенолсодержащими подкладками, так как вещества фенольного ряда нарушают полимеризацию метакрилатов;

- использование адгезивного набора противопоказано при аллергических реакциях на любой компонент, входящий в его состав.

В настоящее время производится большое количество адгезивных наборов, используемых при:

- замещении дефектов твердых тканей коронки зуба пломбами;
- подготовке металлического каркаса несъемного протеза к облицовке полимерным материалом;

- фиксации адгезионных керамических и полимерных облицовок, адгезивных шин и адгезивных несъемных протезов;

- шинировании зубов композиционными полимерными материалами.

Следует отметить, что разработка адгезивных составов идет параллельно разработке рецептур композиционных материалов и их клиническому применению. Фирмы-изготовители выпускают адгезивные наборы разной комплектации (отдельно адгезивный грунтовый слой, отдельно собственно клеевой состав-адгезив или обе жидкости вместе). В комплект, как правило, включены необходимые для их использования аксессуары.



В качестве примера можно назвать *Ван Стэл* — светоотверждаемый универсальный адгезив, который обеспечивает прилипание к дентину, эмали, металлу, фарфору и амальгаме. При этом прочность сцепления составляет 27–30 МПа.

Данный адгезив не требует ни смешивания, ни отдельного нанесения ненасыщенного полимера. Вся процедура занимает 45 с, необходимых для нанесения двух слоев, образуя минимальную толщину пленки в 15 мкм. При этом остается достаточно места для материалов, фиксирующих вкладки и искусственные коронки.

В набор входят 2 шприца с гелем 32% фосфорной кислоты и антимикробным средством (бензалкония хлорид), который исключает необходимость дополнительной дезинфекции препарированной полости или твердых тканей зуба.

Хорошей адгезией к сплавам металлов и керамике с созданием хорошей краевой герметичности при использовании обладает готовый к применению однокомпонентный многофункциональный светоотверждаемый гелеобразный адгезив *Ван коут бонд* (Швейцария), который не содержит растворителей. Прочность адгезива основана на микромеханической ретенции. Материал имеет желеобразную консистенцию, наносится из шприца на кисточку (набор содержит 4 шприца по 1,2 мл с адгезивом и травящим агентом), исключая потребность в применении емкости для замешивания или чашечки для погружения кисточки.

Одним из представителей компомеров химического отверждения является *Акрилоксид* — первый отечественный композиционный материал на основе эпоксидаметакриловых сополимеров, созданный в начале 1970-х годов совместными усилиями ученых ЛМИ им. акад. И. П. Павлова, ЦНИИС и Ленинградского завода зубоорачебных материалов (М. З. Штейнгарт и др.).

Выпускается в виде порошка трех цветов и жидкости. Для получения готового к применению порошка *Акрилоксида* проводят смешивание компонентов суспензионной сополимеризации метил- и бутилметакрилата (30–35%) с минеральными наполнителями (кварц молотый, 10–13%) и другими ингредиентами. Основу жидкости составляют метилметакрилат (75–78%) и эпоксиметакрилатированный аддукт (15–20%).

*Акрилоксид* обладает хорошей пластичностью, не имеет «песочной» стадии, что позволяет применять его сразу после смешивания порошка и жидкости. Кроме того, к достоинствам материала следует отнести хорошие показатели основных физико-механических свойств, высокую адгезию и незначительную усадку, что способствует плотному прилеганию пломбы к стенкам полости. В последние годы используется в основном для реставрации и реконструкции временных протезов.

Из современных композиционных материалов химического отверждения следует указать на *Комподент*, *Консайз*, *Эвикрол*, *Стомадент*, *Изонаст*, *Силар* и др.

*Силар*, *Консайз* (США) — химически отверждаемые композиционные микрофильный (*Силар*) и гибридный (*Консайз*) материалы для передних зубов. Поставляются в виде двух паст. Используются только вместе с адгезивным комплектом *Скоттбонд*, включающим адгезив, полимерный грунт и фосфорнокислый протравливающий гель.

*Доринаст* (Австрия) является компомером химического отверждения, состоящим из двух паст. Предназначен для пломбирования передних зубов, ямок и фиссур премоляров, а также полостей в них. Материал хорошо имитирует зубные ткани, цветостабилен. Может комплектоваться связующим и протравливающим препаратами.

*П-10* (США) — химически отверждаемый гибридный компомер для моляров и премоляров. Поставляется в виде двух паст. Используется только вместе с адгезивным комплектом *Скоттбонд*, включающим адгезив, полимерный грунт и фосфорнокислый протравливающий гель.

Из светоотверждаемых композиционных материалов нужно отметить *Валюкс-Плюс*, *Силюкс-Плюс*, *Консайз* и др.

*Валюкс-Плюс* (США) — материал для восстановления передних и боковых зубов. Материал имеет однородный наполнитель, частицы которого на 100% состоят из сплава циркония с кремнием. Поэтому в 1 г пасты содержится гораздо больше частиц наполнителя, чем в других композиционных материалах. Результатом этого является высокая прочность, износостойкость и отсутствие прилипания к инструментам.

Материал по своей прозрачности адаптирован к твердым тканям зуба, что значительно облегчает выбор цвета. Материал выпускается в шприцах и имеет 7 оттенков по шкале *Vita* (A1, A2, A3, A3/5, B3, C2, C4) и 2 дополнительных (пришеечный серый и универсальный непрозрачный дентин). В комплект поставки материала входит адгезивный комплект *Скоттбонд*.

*Силюкс-Плюс* (США) — материал для восстановления передних зубов. Имеет широкий диапазон оттенков по собственной шкале: 11 прозрачных (эмаль) — от очень светлого до темно-серого и 7 непрозрачных (дентин) — от желтого до темно-серого. Поставляется в шприцах-контейнерах.

*Консайз* (США) — светоотверждаемый композиционный материал для замещения дефектов в пришеечной области и фиссур без применения системы адгезии.

*Пертак II* (Германия) — светоотверждаемый, рентгеноконтрастный композиционный пломбировочный материал для замещения

дефектов I—V классов по Блеку. Высокая механическая прочность и широкий диапазон оттенков (имеет 10 оттенков по шкале *Vita* — A1, A2, A3, A3/5, A4, B2, B3, C2, C4, D3) дают возможность использовать его для лабораторного создания вестибулярных облицовок передних зубов и для реставрации облицовок комбинированных коронок и мостовидных протезов. Все 10 оттенков материала выпускаются в шприцах (по 2,5 г) и используются только вместе с адгезивным комплектом ЭБС-Мульти (аббревиатура от ЭСПЭ Бондинг Систем), включающим адгезив, полимерный грунт и фосфорнокислый протравливающий гель.

### 6.3. ОБЛИЦОВОЧНЫЕ КОМПОЗИЦИОННЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Ранее нами были рассмотрены общие вопросы по облицовке металлических каркасов протезов с использованием керамических масс (см. гл. 4.7) и акриловых пластмасс (см. гл. 5.6).

В данном разделе будут излагаться сведения о композиционных материалах, используемых в качестве облицовки каркасов несъемных протезов.

С ростом применения в практике металлопластмассовых зубных протезов возникла необходимость адгезии между полимерным материалом облицовки и металлическим каркасом.

Известны различные способы соединения полимерной облицовки с металлическим каркасом протеза:

- механический, который предполагает использование ретенционных пунктов (при моделировке каркаса из воска), в том числе — создание перфораций. Данный вариант применяется, в частности, в металлоакриловых несъемных протезах (см. раздел 5.6);

- физико-химический (электролитическое травление, пескоструйная обработка, силанизация поверхности металлического каркаса, создание соединительного слоя), например *методика Кевлок* (Германия);

- комбинированный, сочетающий в себе оба вышеназванных, например использование механического крепления полимеризующейся под действием света пластмассы с помощью бусинок с адгезивным креплением посредством промежуточного (соединительного) слоя *Спектра Линк* (Лихтенштейн).

Следует отметить, что для реализации двух последних вариантов соединения необходимо использование специальных адгезивных наборов, являющихся неотъемлемым компонентом поставляемых комплектов облицовочных материалов (например, *Спектра-зит* и *Хромазит* (Лихтенштейн), *Артгласс* (Германия)).

Учитывая важность данного обстоятельства, подробнее рассмотрим вопрос получения соединительного слоя при протезировании полимерными облицовками.

Исследования [Brauner H., Fath N., 1989] со светоотверждаемым облицовочным материалом *Дентаколор* (см. табл. 77) позволили внедрить метод *Силикоатер* (Германия), в основе которого лежит силанизация поверхности металлического каркаса. В частности, был разработан препарат и прибор для пиролитического нанесения очень тонкого слоя окислов кремния ( $\text{SiO}_x\text{-C}$ ), на который накладывался силановый грунт, а затем — полимерный материал.

В Германии разработан также метод *Рокатек*, в основе которого лежит силикатизация поверхности металлического каркаса. Для получения связующего силикатного покрытия из материала *Рокатек-Плюс* (при создании полимерных и композиционных облицовок) или из материала *Рокатек-Софт* (при создании керамических облицовок) металлический каркас несъемного протеза подлежит предварительной пескоструйной обработке корундовым песком *Рокатек-Пре* в сферической камере из нержавеющей стали настольного двух- или трехкамерного аппарата *Рокатектор-Дельта*. Компоненты частиц силикатного материала плавятся благодаря их высокой ударной энергии, создаваемой подачей сухого безмасляного сжатого воздуха при давлении 2,8 бар (2,8 атм.), и закрепляются на шероховатой поверхности металлического каркаса.

Тем не менее эти методики так же, как и *лужение*, или же особенно эффективный на сплавах с высоким содержанием золота *тиоокислотный грунтовый слой*, существенно уступают *методике Кевлок*.

Необходимо отметить, что влияние сплава на силу сцепления при этом способе полностью исключаются, так как получаются почти одинаковые значения сцепления (от 24 до 26 МПа) облицовки на сплавах с высоким и низким содержанием золота, серебра и палладия, неблагородных металлов.

В *методике Кевлок*, используемой с композиционным материалом *Артгласс*, происходит новый химический процесс создания полимерного соединительного адгезивного слоя на поверхности сплава. Это делает возможным получение гидролитически стабильного соединения с высоким значением сцепления с поверхностью сплава металлов.

*Методика Кевлок* предполагает следующую последовательность проведения процесса:

- 1) очистку поверхности цельнолитого каркаса несъемного протеза в пескоструйном аппарате (размер песчинок минимум 110 микрон, давление 2 бар). При этом каркас не подвергается ни механическим, ни термическим перегрузкам (максимум нагревания составляет 80° С);

2) нанесение на поверхность каркаса протеза кисточками грунтового (первого) и клеевого (второго) слоя из адгезивного набора. В комплект адгезивного набора, кроме жидкости для грунтового слоя и клеевой жидкости, входят соответственно наконечники для кисточек белого и черного цвета;

3) термоциклическую обработку в течение 15, 30 или 45 с. Время обработки прямо пропорционально толщине каркаса, массивности промежуточной части мостовидного протеза и количеству покрываемых облицовкой поверхностей.

Важную роль в этой термической реакции играет правильный температурный режим и подача количества тепла в единицу времени. Для этого рабочая ручка прибора *Кевлок* имеет продуманную комбинацию скорости потока, формы насадки, регулировку расстояния и время нагрева, что и обеспечивает достаточным количеством тепла соединительный слой, не перегревая при этом сплав.

Температура входного отверстия в рабочем поле инструмента («воздуходувки») с горячим воздухом (примерно 480° С) приводит к контролируемому созданию высокополимерной адгезивной сетки.

При этом осуществляется процесс плавления грунтового (первого) слоя белого цвета и клеевого (второго) слоя адгезивного набора. Соединительный адгезивный слой, бывший до обработки матово-шелковым, приобретает таким образом коричневый цвет, становится полностью гидрофобным, прочным и хорошо изолирует поверхность металла.

Этот слой очень термостабилен и стоек в отношении гидролиза. Такие испытания, как кипячение при 100° С, нагревание от 5 до 55° С или же содержание в воде в течение нескольких месяцев, ни в коей мере не оказали вредного влияния на прочность соединения.

Наоборот, они повышают гидроизолирующие свойства соединительного слоя и обеспечивают стабильное бесщелевое соединение облицовки с каркасом несъемного протеза.

Не менее значимой для клиники является и другая особенность данной методики — это возможность быстрой реставрации облицовки мостовидных протезов в полости рта даже в тех случаях, когда она была выполнена по более старым способам. Этому в значительной мере способствует форма и размер рабочей поверхности инструмента подачи горячего воздуха («воздуходувки»).

Для этого необходимо режущим инструментом удалить старую облицовку, очистить каркас с помощью пескоструйного аппарата, а затем обработать его поверхность с использованием адгезивного набора *Кевлок*.

При этом термическое активирование соединительного слоя осуществляется только локально под рабочей поверхностью инструмента с горячим воздухом без каких-либо повреждений окружа-

ющей облицовки. Затем на грунтованной поверхности восстанавливается облицовка композиционным материалом соответствующего цвета.

*Методика Кевлок* является составной частью системы *Артгласс* и поэтому оптимально подходит для композиционной непрозрачной массы *Артгласс*. При использовании материала *Дентаколор* (Германия) получается также достаточно прочное соединение. Так, например, если сила сцепления сплава *Майнголд-SG* с материалами *Артгласс* равнялась 26 МПа, то для соединения этого сплава с *Дентаколором* этот показатель составил 22 МПа.

Известна модификация *методики Кевлок*, которая основана на проведении пиролиза на поверхности металлического каркаса (*методика Силок*) после его пескоструйной обработки оксидом алюминия величиной 250 мкм под давлением 2 бар и воздушной очистки.

♦ *Пиролиз* — это превращение органических соединений с одновременной деструкцией их под действием высокой температуры.

При этом в качестве связующего слоя применяют специальные жидкости (*Силок-Пре* и *Силок-Бонд*), наносимые на каркас протеза, который в последующем устанавливают на керамической подставке в рабочую камеру прибора *Силок*. Активация жидкостей, как и в *методике Кевлок*, протекает при воздействии высокой температуры. Это позволяет получить адгезию облицовки до 25 МПа на металлических каркасах с твердостью более HV 200 МПа.

При использовании для каркаса протеза сплавов, твердость которых меньше HV 200 МПа, рекомендуется дополнительно использовать механическую ретенцию и предварительное грунтование каркаса специальным составом *RF* (*refention flow*), который усиливает адгезию облицовочного покрытия.

*Артгласс* (Германия) представляет собой новый вид однокомпонентного пастообразного светоотверждаемого облицовочного композиционного материала.

Комплект *Артгласс* рассчитан на 1000 облицовок и содержит массы режущего края (4 цвета), эмалевую (3 цвета), десневую, прозрачную (5 цветов), непрозрачную (грунтовую) и дентинную (16 цветов по шкале *Vita*: A1, A2, A3, A4, B1, B2, B3, B4, C1, C2, C3, C4, D2, D3, D4, OP) массы. Сюда включен также набор красителей (11 цветов).

Готовые к употреблению пасты позволяют проводить работу быстро, точно и в экономном режиме.

Этот материал объединяет в себе следующие свойства:

1) высокую прочность соединения с металлическим каркасом

несъемного протеза при абразивоустойчивости на жевательной поверхности боковых зубов;

2) хорошую полируемость (за счет наличия в составе 50% мелкодисперсного стекла);

3) высокую эстетичность (содержит цветоустойчивые компоненты, гарантирующие точность воспроизведения цвета независимо от толщины слоя от 0,5 до 1,5 мм);

4) имеет оптимальный режим полимеризации. Для светоотверждения облицовки из *Артгласс* используется универсальный стробоскопический прибор *Уникс*, который обеспечивает хорошую полимеризацию и может быть использован для всех светоотверждаемых материалов фирмы-производителя «Хереус Кульцер».

В этом приборе можно на высоком уровне осуществлять как полимеризацию слоев (90 с), так и заключительную полимеризацию. Для осуществления оптимального времени освещения функционирует автоматическая дверная защелка к рабочему отсеку. Это гарантирует хороший результат с идеальной передачей цвета и высокой механической прочностью;

5) легко моделируется за счет однокомпонентности, расфасовки в картриджи трех диаметров. Это позволяет дозировать количество в зависимости от вязкости массы, а также наличия специальных вращающихся инструментов для каждого рабочего этапа, вплоть до полировки. Нельзя не отметить моделировочных инструментов, особая форма которых позволяет достаточно быстро и качественно создать любую форму облицовки;

6) простота использования и дозирования посредством специально разработанного аппликатора *Мультижет* и картриджей, что, в отличие от существующих облицовочных материалов в виде порошка и жидкости (см. *Синма-М*, с. 170), исключает цветовые отклонения облицовки;

7) возможность проведения реставрации ранее созданных облицовок в полости рта больного.

Технология облицовки композиционным материалом *Артгласс* каркасов цельнолитых несъемных протезов предусматривает, таким образом, следующие мероприятия:

— нанесение связующего слоя на металлический каркас по методике *Кевлок* (см. выше);

— последовательное послойное нанесение пастообразных масс из аппликатора *Мультижет* (в соответствии с цветовой шкалой *Вита*);

— светоотверждение в аппарате *Уникс*;

— механическую обработку облицовки с использованием набора инструментов из комплекта *Артгласс*;

— фиксацию протеза на опорных зубах с помощью цемента (см. гл. 7).

*SR-Хромазит* и *SR-Спектразит* (Лихтенштейн) — пластмассовые материалы для коронок и мостовидных протезов.

Облицовочный материал *SR-Хромазит* представляет собой микронаполненный композиционный материал на основе уретандиметакрилата, полимеризующийся при воздействии температуры и давления. Благодаря его высокой абразивной стойкости материал поддается полировке до зеркального блеска. Полимеризация осуществляется в приборе *Ивомат*.

*SR-Спектразит* — светоотверждаемый облицовочный материал. Основной набор материалов включает:

- комплект для соединительного слоя;
- готовые к применению пастообразные однокомпонентные массы (20 дентинных, 5 масс режущего края) по шкале *Хромаскон*;
- комплект для оптимизации структуры и цвета облицовки (9 красок, 4 окрашенных дентинных и 3 массы режущего края, 7 пришеечных масс).

Кроме того, в ассортимент материалов входят инструменты для моделирования, механической обработки и полировки.

Так как консистенция дентинных масс и масс режущего края *Спектразит* согласованы друг с другом, их можно наслаивать без промежуточной полимеризации, которая проводится в приборе световой полимеризации *Спектрамат* (см. рис. 34). Прибор выполнен с соблюдением необходимой защиты пользователя и позволяет за счет своей мощности и управляемого охлаждения световой камеры достигнуть большой глубины отверждения материалов.

Массы *Спектразит* являются дополнительными к облицовочным материалам *Хромазит* (см. табл. 78).

Способ соединения металла с пластмассой *SR-Хромазит* и *SR-Спектразит* (Лихтенштейн) предусматривает механическое сцепление с макро- и микроретенционными пунктами, а также физико-химическое соединение с помощью активаторов сцепления *Хрома Линк* и *Спектра Линк*.

Принцип действия этих активаторов сцепления одинаков. Они имеют активную часть в отношении металла и пластмассы. Активная в отношении металла часть реагирует с подвергнутой пескоструйной обработке поверхностью каркаса и обеспечивает должное сцепление. Активная в отношении пластмассы часть образует химическое соединение со специально разработанной полимеризующейся непрозрачной массой полимера.

В результате получается соединительный слой, обеспечивающий в основном механическое (за счет дополнительных ретенционных шариков, правильного оформления края и, если имеется



пространство, дополнительных ретенционных дужек) и частично — физико-химическое соединение.

Проведенные сравнительные исследования активатора *Спектра Линк* показали увеличение прочности соединения на 80%. Под влиянием колебаний температуры и влажности в течение всего периода наблюдений не отмечено существенного снижения прочности соединения. Адгезивно-механическая методика соединения *Спектра Линк* в сравнении с обычным механическим способом соединения металла с пластмассой имеет большие преимущества.

Набор *Спектра Линк* содержит 7 грунтовых масс с соответствующими жидкостями и является светоотверждаемым активатором сцепления на основе метакриловой кислоты с гидрофобным компонентом. В качестве гидрофобного компонента *Спектра Линк* содержит фторированный алкилметакрилат, который в значительной степени уменьшает склонность соединительного слоя к гидролизу. В адгезивный набор ассортимента *Хрома Линк* входят также 7 химически твердеющих грунтовых масс с соответствующими жидкостями.

Применение галогенового света для отверждения облицовки исключает отрицательное влияние нагревания металлического каркаса при термоотверждении, которое может приводить к снижению адгезионной прочности и надежности соединения с облицовкой (И. Ю. Поюровская). *Эвикрол С + В* (Чехия) — светоотверждаемый микрофильный композиционный материал (комбинация диметакрилата с микрофильным наполнителем на базе коллоидного диоксида кремния), рекомендуется для облицовывания несъемных протезов и реставрации облицовок при протезировании штифтовыми зубами переднего отдела зубного ряда.

Материал обладает цветостойкостью, технологичностью, естественной флюоресценцией. Реставрировать облицовки *Эвикролом* (Чехия) можно непосредственно в полости рта. Данный однокомпонентный материал имеет 16 оттенков, близких к цветовой шкале Вита (A10, A20, A30, A35, A40, B10, B20, B30, B40, C10, C20, C30, C40, D20, D30, D40). Упаковка содержит 16 оттенков массы для шейки, дентинного и эмалевого слоев; порошки и жидкость для грунта; 10 интенсивных красителей в ампулах для индивидуального подкрашивания (красный, синий, желтый, зеленый, оливковый, оранжевый, коричневый, темно-коричневый, черный, серо-белый); 3 шприца с основной, прозрачной и десневой массажами; 2 флакона жидкости для моделирования и гель, обеспечивающий затвердевание композиционного материала на поверхности.

*Эльцебонд ССV* (Германия) — композиционный материал для облицовок несъемных протезов. Поставляется шести цветов по

шкале Вита. Полимеризуется лучевой энергией. С его помощью можно восстанавливать облицовки непосредственно в полости рта.

Для проведения полимеризации облицовок металлопластмассовых протезов из данного материала рекомендуется использовать настольный аппарат *Спектра*, в котором вся процедура полимеризации осуществляется за 8 мин. Для проведения же кратковременных полимеризационных работ используется настольный аппарат *КУ-ПЛЦ*.

Одной из последних разработок в области облицовочных композиционных материалов является *Диалог* (Германия) (рис. 39). Этот пастообразный светоотверждаемый однокомпонентный материал восьми цветов по расцветке Вита (A2, A3, A3/5, A4, B2, B3, C3, D3) расфасован в шприцы. В набор входят непрозрачные (грунтовые), дентинные, пришеечные массы и массы для режущего края. Использование материала предполагает метод послойного нанесения облицовочного материала кисточкой с проведением промежуточной (10 с) и основной (8 мин) полимеризации после нанесения каждого слоя в аппаратах *КУ-ПЛЦ* и *Спектра*.

В Югославии выпускается *Дурогал* — светополимеризующийся композиционный материал для облицовки коронок и мостовидных протезов. Может использоваться при работе с любым сплавом. Вы-

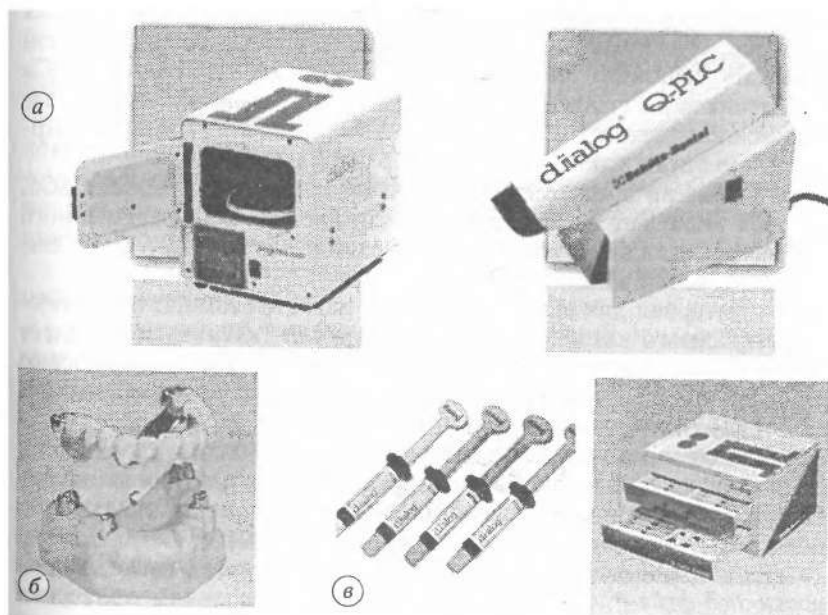


Рис. 39. Оборудование для полимеризации (а) облицовок протезов (б) материалом *Диалог* (в)

пускается 16 оттенков в соответствии с цветовой шкалой Вита. Для каждого цвета имеется масса для шейки, дентина и эмали зуба.

Материал расфасован в шприцы с навинчивающимся наконечником. Полимеризация выполняется в аппарате *Дурогал*. Аппарат сконструирован таким образом, что для его работы достаточно одного источника питания (отпадает потребность в компрессоре и дистиллированной воде). Время подготовки аппарата к работе составляет 2 мин. При этом аппарат работает бесшумно и не загрязняет окружающую среду (снабжен высококачественными фильтрами, обеспечивающими полную защиту пользователя), что позволяет устанавливать его на поверхности рабочего стола зубного техника.

Применение метода низкотемпературной полимеризации и материалов группы *Дурогал* дает возможность избежать трещин в местах соединения металла и облицовки, что часто происходит при высокотемпературной полимеризации. Большое преимущество этого материала состоит в том, что восстановление облицовки можно проводить непосредственно в полости рта. Для этой цели применяется полимеризационный аппарат *Люксогол АС*. Он представляет собой источник синего света высокой интенсивности, в котором правильно сбалансированный оптический фильтр обеспечивает оптимальную защиту врача и пациента.

Светоотверждаемый облицовочный материал для несъемных протезов, аналогичный вышеназванным, поставляется фирмой «ДжиСи» (Япония) под торговым названием *Терморезин ПЛ Си* (10 оттенков по шкале Вита). Он упакован в шприцы с навинчивающимся наконечником. Для проведения светополимеризации фирма рекомендует использовать прибор *Лаболит ЛВ-II*.

В Германии широко применяется так называемая *система SOS*, которая включает в себя все необходимое для непосредственного получения вкладок и облицовок из светоотверждаемого композиционного материала:

- материал для вкладок, который является гомологом рентгеноконтрастного композиционного материала *Гелиомолар*, обладает хорошей текучестью в пластичном состоянии, износостойкостью и способностью к выделению фтора. Вкладку можно фиксировать цементом химического и светового отверждения *Дуал*;

- моделировочный материал *Блюфэйз-Р* — силиконовая паста, твердеющая за счет реакции полиприсоединения. Материал выпускается в предварительно дозированных капсулах для использования со смесителем;

- поливинилсилоксановый оттискной материал высокой вязкости *Ред-фэйз-Р*, который соответствует требованиям получения оттисков для вкладок;

- автоклавируемую частичную оттискную ложку, которая

сконструирована специально для получения оттисков с премоляра, моляра и пришеечной области. В комплект входит также ряд вспомогательных материалов.

В группу композиционных материалов для облицовки несъемных протезов, которые занимают промежуточное положение между акриловыми пластмассами и керамическими массами, входят *керомеры*, разработанные на базе микрогибридных композиционных материалов, пластмассы и стекловолокна.

♦ *Керомеры* — керамикой оптимизированные полимеры.

Керомеры на 80% состоят из неорганических керамических наполнителей, встроенных при помощи силанизации в органическую матрицу.

Благодаря уплотнению микроскопических неорганических наполнителей керомеры сочетают в себе преимущества керамических (эстетический эффект) и пластмассовых материалов (высокая прочность на изгиб, готовая к употреблению пастообразная форма выпуска, контроль цвета во время наслоения), применяемых для облицовки несъемных протезов.

Кроме того, для них характерны такие свойства, как:

- абразивостойкость к антагонистам, зубным пастам и щеткам;
- прочная и надежная связь с композиционным материалом для фиксации;
- плотное краевое прилегание в сравнении с испытанными композиционными материалами;
- естественный вид облицовки благодаря высокой светопропускаемости и полупрозрачности в сочетании с окраской по расцветке *Хромаскоп*;
- простое и удобное применение пастообразных масс различной консистенции;
- возможность визуального контроля цвета при моделировании, во время нанесения слоев, благодаря естественному коэффициенту преломления света;
- для фиксации облицовки из керомера (например, *Таргис*) на металлическом каркасе не требуется специальной механической ретенции в виде шариков.

Таким образом, керомеры соответствуют международным стандартам для облицовочных пластмасс и пломбирочных материалов, что и предопределяет широту их применения в клинике для:

- вкладок;
- одиночных коронок передних зубов;

- облицовок одиночных коронок боковых зубов с каркасом из стекловолоконного материала;
- облицовок опорных коронок и тела мостовидного протеза с каркасом из стекловолоконного материала при потере одного зуба;
- облицовок металлических каркасов коронок и мостовидных протезов.

*Таргис* (Лихтенштейн) — пастообразный светоотверждаемый облицовочный материал из группы керомеров, обладает всеми выше-названными достоинствами. Выпускается 20 цветов по расцветке *Хромаскоп*, но в основной набор материалов входят 10 наиболее распространенных цветов дентинной массы (130/2А, 140/1С, 210/2В, 220/1D, 230/1Е, 310/3А, 410/4А, 420/6В, 430/4В, 510/6D). Дентинные массы остальных десяти цветов поставляются дополнительно.

Кроме этого, в ассортимент материала *Таргис* входят 4 массы режущего края, прозрачная масса, жидкость *Таргис Линк*, 6 непрозрачных и 6 грунтовых масс. Таким образом, использование дентинных, десневых масс и масс режущего края позволяет индивидуализировать цветовую палитру несъемной конструкции.

При моделировании облицовок из материала *Таргис* последовательно наносят слои непрозрачной, дентинной, прозрачной и массы режущего края. При этом после нанесения каждого слоя проводят полимеризацию. Для отверждения материала используется специальный прибор — световая печь *Таргис Пауэр*, в которой под воздействием управляемого температурного цикла в комбинации со светом в течение 25 мин осуществляется полимеризация (рис. 40, а).

В качестве вспомогательного светового инициатора во время подготовительных работ применяют прибор *Таргис Квик*, который обеспечивает промежуточное отверждение материала (10–20 с на одну поверхность опорной коронки и тела мостовидного протеза).

Поэтому суммарные затраты времени на проведение полимеризации при освещенности рабочего места зубного техника в 1500 люкс составляет для:

- непрозрачных масс — 60 мин;
- дентинных масс — 20 мин;
- масс режущего края — 10 мин;
- основной массы для грунтовки поверхности — 4 мин.

Пастообразные массы из материала *Таргис* используются не только самостоятельно или для облицовки металлических каркасов несъемных протезов, но и для облицовки каркаса (арматуры) несъемного протеза из композиционного материала *Вектрис*.

*Вектрис* (Лихтенштейн) — прозрачный трехкомпонентный светоотверждаемый материал для каркасов несъемных протезов

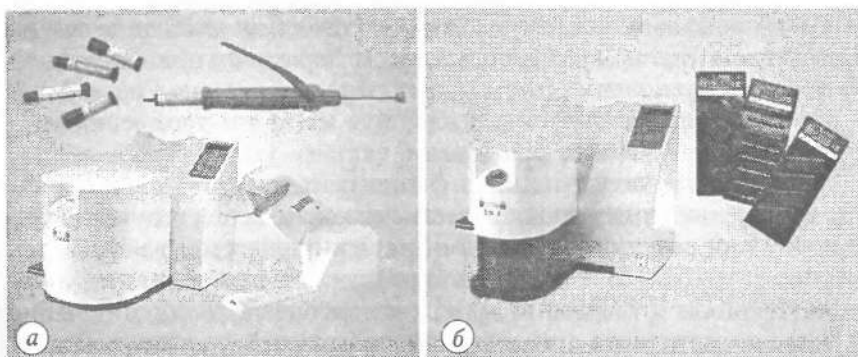


Рис. 40. Набор оборудования для создания облицовок из керомера *Таргис* (а) на стекловолоконном каркасе *Вектрис* (б)

на базе нескольких слоев стекловолокон (рис. 40, б) и пространственно ориентированных стекловолоконистых пучков, усиленных той же органической матрицей, что и у облицовочного материала *Таргис*.

Материал не окрашен в какой-либо определенный цвет. Степень непрозрачности выбрана таким образом, что каркас окрашивается в естественный цвет зуба (эффект хамелеона). Поэтому цвет протеза может быть окончательно (на 100%) определен только в полости рта пациента.

Этот материал, имеющий высокие прочностные показатели, очень широко используется в космической и оборонной промышленности, в самолето- и судостроении, при изготовлении бронежилетов.

В ортопедической стоматологии *Вектрис* применяется для:

- каркасов одиночных коронок боковых зубов (только из *Вектрис Сингл*);
- каркаса мостовидного протеза (из *Вектрис Понтик* и *Вектрис Фрэйм*), в котором, кроме обеспечения монолитного соединения опорных коронок и тела протеза, дополнительно усиливается прочность всей конструкции.

Такое использование компонентов материала *Вектрис* дает надежное соединение материалов и позволяет равномерно распределять действующие на несъемный протез жевательные нагрузки.

Таким образом, к достоинствам композиционного материала *Вектрис* следует отнести:

- высокую прочность (из-за силанизированных волокон, связанных с органической матрицей) при незначительной толщине каркаса;

— хорошую и надежную химическую связь с облицовочным материалом *Таргис*, а также с цементом *Вариолинк* при адгезивной фиксации облицовки;

- хорошие эстетические показатели из-за его прозрачности;
- точность каркаса протеза.

Достижение таких высоких физических показателей материала при его низком удельном весе возможно за счет сочетанного применения вакуума, давления и света в процессе его обработки, которая проводится на разборной рабочей модели челюсти. Контроль процесса отверждения материала осуществляется в течение 9 мин автоматически (по заданной программе) в аппарате *Вектрис-VS1*.

Технология получения каркаса мостовидного протеза из материала *Вектрис* предусматривает ряд последовательных мероприятий, которые заключаются:

- в получении и подготовке разборной рабочей модели челюсти из супергипса;
- в формировании промежуточной части каркаса протеза из *Вектрис Понтик*;
- в отверждении тела (промежуточной части) каркаса мостовидного протеза и его последующей механической обработки;
- в формировании и обработке опорных коронок каркаса мостовидного протеза из *Вектрис Фрэйм* (до 2/3 высоты опорных зубов).

На подготовленный каркас после его обработки оксидом алюминия в пескоструйном аппарате под давлением 1 атм. и очистки паром послойно наносят облицовочный материал *Таргис*.

Фиксацию готового несъемного протеза на опорных зубах проводят материалом *Вариолинк*.

#### 6.4. ПОЛИМЕРНЫЕ МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ШИНИРОВАНИЯ ЗУБОВ

В последние годы при шинировании зубных рядов в качестве метода выбора стали применяться назубные шины, не требующие значительного препарирования опорных зубов.

Такая шина состоит из арматуры и композиционного материала и должна обеспечивать:

- точность и надежность воспроизведения рельефа поверхности зубов, особенно в контактных участках;
- хорошее прилегание к поверхности зуба;
- хорошую фиксацию на язычной (нёбной) поверхности шинируемых зубов;

— получение жесткого каркаса, перераспределяющего функциональные нагрузки за счет того, что прочность арматуры на изгиб дополняется высокой прочностью композиционного материала на сжатие.

По химическому составу материалы для армирования шин можно разделить на две группы:

- 1) на основе органической матрицы — полиэтилена;
- 2) на основе неорганической матрицы — стекловолокна.

К первой группе относят *Риббонд* и *Коннект* (США).

Ко второй группе относят *ГласСпан* (США) и *Фибер-Сплинт* (Швейцария).

Показаниями к применению всех этих материалов являются:

- шинирование подвижных зубов при травматической окклюзии (первичной и вторичной);
- ретенция зубов с целью закрепления результатов ортодонтического лечения;
- непосредственное протезирование в случае удаления одного из передних зубов с использованием его коронковой части;
- иммобилизация зуба при травматическом вывихе или подвывихе.

*Риббонд* — это волоконный полимерный материал, представляющий собой сверхпрочный высокомолекулярный полиэтилен. Материал выпускается в виде лент специального плетения шириной 2, 3, 4 и 9 мм при толщине 0,4 мм.

Диапазон применения этого полимера весьма разнообразен: от энергоемких композиционных покрытий для космических кораблей и подводных лодок до пуленепробиваемых жилетов и искусственных тазобедренных и коленных суставов.

*Риббонд* обладает следующими физическими характеристиками:

- высокой прочностью (для его разрезания необходимы специальные ножницы);
- высокой светопрозрачностью и прозрачностью, позволяющими добиться хорошего эстетического эффекта;
- модуль упругости в 2,5 раза превышает таковой у стекла и на 15% меньше модуля упругости стали;
- линейное удлинение составляет 2,8%;
- водопоглощение материала не превышает 1%;
- температура плавления равна 147° С;
- светопоглощение в 20 раз превосходит таковое у стекла и графита.

При этом такие химические свойства *Риббонда*, как инертность и способность к сохранению структуры в агрессив-



ных средах, выгодно отличают этот материал от подобных ему полимеров.

Промышленная технология обработки *Риббонда* холодной газовой плазмой приводит к тому, что в нем появляются поры до 85% по объему. Наличие этих пор обеспечивает высокую смачиваемость полиэтиленовых волокон композиционными материалами, увеличивая площадь контакта с адгезивной системой и повышая надежность химической связи *Риббонда* с твердыми тканями зуба, композиционными материалами и акриловыми пластмассами.

Перечисленные выше свойства и особенности *Риббонда* обусловили показания к применению материала для стабилизации передних верхних и нижних зубов при травматической окклюзии.

Шины из *Риббонда* могут быть сделаны в кабинете врачом-стоматологом (прямой метод) или его помощником на гипсовой модели, а также зубным техником в лаборатории (непрямой метод).

Технология шины из *Риббонда* непрямым методом включает следующие последовательные мероприятия:

1) подвижные зубы подлежат объединению в группу посредством композиционного материала, который помещают в межзубные промежутки;

2) альгинатным оттискным материалом получают оттиск, по которому готовят гипсовую модель;

3) из фольги, которая входит в комплект материала, делают шаблон будущей шины. Размер такого шаблона следующий: по длине полоска фольги не должна доходить до контактной поверхности крайних зубов, подлежащих шинированию; по ширине полоска должна максимально покрывать поверхность зубов от уровня шейки до границы окклюзионного контакта с зубами-антагонистами с язычной (нёбной) поверхности;

4) из упаковки с большими предосторожностями (не прикасаясь к *Риббонду* руками или перчатками во избежание попадания влаги, талька и жира) двумя пинцетами извлекают *Риббонд* и отрезают от него специальными ножницами кусок, соответствующий подготовленному шаблону;

5) отрезанный кусок *Риббонда* смачивают адгезивом (например, *Оптибондом*, США), излишки которого можно удалить промоканием с помощью материала, не оставляющего волокон. После такой обработки *Риббонда* можно проводить его моделирование пальцами;

6) рабочую модель смазывают разделительным лаком контрастного красного цвета, а затем из шприца-контейнера на проекцию ложа шины наносят необходимое количество композиционного материала, в который внедряют полоску *Риббонда* (следует иметь

в виду, что отверждение композиционного материала прозрачных и светлых оттенков идет значительно быстрее);

7) с помощью моделировочного инструмента излишки композиционного материала удаляют, а шина отверждается галогеновым светом;

8) полученная шина шероховата, поэтому ее снова покрывают слоем композиционного материала и проводят полировку;

9) после полировки шину помещают в полиэтиленовый пакет и опускают в кипящую воду на 10–15 мин для дополнительной полимеризации;

10) затем внутреннюю поверхность шины обрабатывают в пескоструйном аппарате, протравливают 9% плавиковой кислотой в течение 3–5 мин, тщательно промывают водой и просушивают струей воздуха;

11) поверхность зубов в области размещения шины обрабатывают внутриротовым пескоструйным аппаратом или препарируют крупнозернистым алмазным бором, протравливают кислотой, промывают, просушивают и наносят грунтовый слой из адгезивного набора;

12) для лучшего связывания шины с твердыми тканями зуба на внутреннюю поверхность шины наносят силан. На силанизированную внутреннюю поверхность шины наносят грунтовый слой и шину фиксируют на зубах светоотверждаемым композиционным материалом.

При прямом методе нет необходимости в получении оттиска и гипсовой модели. Поэтому подготовка язычной (нёбной) поверхности шинируемых зубов (как и при непрямом методе) заключается:

- в механическом удалении зубного налета и обработке крупнозернистым алмазным бором;

- в получении из фольги шаблона будущей шины, по размерам которого от ленты *Риббонда* отрезается полоска необходимых размеров и пропитывается адгезивным (клеевым) составом из набора;

- в протравливании поверхности зубов кислотой, которая после промывки водой высушивается струей воздуха и покрывается грунтовым слоем из адгезивного набора.

После этого полоску *Риббонда* прижимают к язычной (нёбной) поверхности шинируемых зубов. При этом движения моделировочного инструмента имеют направленность от центра шины к ее краям. Особенно тщательно разглаживается материал в межзубных промежутках. На поверхность шины кисточкой наносится композит, после чего проводится его светоотверждение. Заключительным этапом является механическая обработка шины в полости рта.

Следует отметить преимущества непрямого метода технологии адгезивной шины:

- легкость и хороший доступ к поверхности зубов на рабочей модели челюсти;
- возможность более тщательного и точного проведения всех операций, в том числе полимеризации и полировки;
- сокращение затрат рабочего времени стоматолога благодаря получению шины его помощником или зубным техником в лаборатории.

Для коррекции артикуляционных помех используются обычные инструменты для работы с композиционными материалами.

Шинирование с использованием стекловолокна *Фибер-Сплинт* и *Фибер-Сплинт МЛ* прямым (внутриротовым) методом разработано Борером (G. Borer). *Фибер-Сплинт* представляет собой ленту длиной 50 см, состоящую из сверхтонкого, прошедшего специальную обработку стекловолокна. *Фибер-Сплинт МЛ* — это 6 слоев *Фибер-Сплинта*, наложенных один на другой и прошитых стеклянной нитью.

Независимые исследования, проведенные в США, показывают существенно более высокий уровень оценки этих материалов по сравнению с шинирующими материалами на основе органической матрицы (например, *Риббонд*), адгезия которого к компомеру достигается с помощью плазменной обработки, что требует дальнейшего хранения ленты *Риббонд* в условиях вакуума.

*Фибер-Сплинт* и *Фибер-Сплинт МЛ* не требуют специальных условий хранения и работы в перчатках. Благодаря микроволоконной структуре они легко режутся обычными ножницами и хорошо прилегают к неровностям зубного ряда и межзубным промежуткам.

Обычные правила для шинирования зубов с использованием компомера и протравливания применимы и к этому материалу. Каждый зуб, включаемый в шину, должен иметь необходимую площадь эмали для протравливания, в том числе в межзубных промежутках. Любые уже существующие пломбы либо полости, при условии аккуратной работы, могут быть закрыты шинирующей конструкцией.

Для работы необходимы следующие материалы:

- протравочный гель;
- светоотверждаемый адгезив *Фибер-Бонд*;
- любой светоотверждаемый компомер;
- шинирующие ленты *Фибер-Сплинт* либо *Фибер-Сплинт МЛ*.

Желательно применение кофердама для изоляции от слюны.

Методика применения *Фибер-Сплинт МЛ* заключается в следующем:

- 1) с поверхности зубов, подлежащих иммобилизации, удаляются зубные отложения, проводится обработка зубов абразивной

зубной пастой, не содержащей фтора, и операционное поле тщательно просушивается;

2) язычные (нёбные) и контактные поверхности передних зубов протравливаются гелем на основе ортофосфорной кислоты в течение 60 с, затем в течение 50 с кислота смывается, а поверхности зубов тщательно просушиваются;

3) на поверхность зубов наносится тонкий слой полимерного грунта *Фибер-Бонд* и разравнивается струей воздуха. Если зубы слишком подвижны, их необходимо фиксировать в нужном положении заполнением *Фибер-Бондом* межзубных промежутков с последующим фотоотверждением материала;

4) полоска *Фибер-Сплинт* нужной длины помещается на стеклянную пластинку и пропитывается адгезивом, излишки которого удаляются салфеткой;

5) пропитанная полоска наносится на протравленную и покрытую адгезивом поверхность зубов таким образом, чтобы не было воздушных пузырей, и с помощью тонкой гладилки или шпателя вводится в межзубные промежутки;

6) после наложения полоски *Фибер-Сплинт* проводится постепенная фотополимеризация световым потоком с длиной волны 420 нм. При этом образуется прочная структура, каркасом которой служит микростекловолокну *Фибер-Сплинт МЛ*.

В конце работы можно добиться усиления шинирующей конструкции путем дополнительного нанесения небольших кусочков *Фибер-Сплинта МЛ* на наиболее слабые участки шины.

С помощью небольших отрезков *Фибер-Сплинта МЛ* можно заместить дефект зубного ряда от потери одного или двух зубов. Для упрочнения и окончательной отделки шинирующей конструкции на нее наносится покрытие из компомера низкой вязкости или смесь сметанообразной консистенции из компомера и адгезива, что значительно увеличивает прочность шины и облегчает ее полирование.

Методика применения *Фибер-Сплинта* не отличается существенно от вышеизложенной, за исключением того, что наложение шины проводится слой за слоем для того, чтобы достичь необходимой для каждого конкретного случая толщины и прочности шинирующей конструкции.

Кроме вышеназванных оригинальных методик в клинике используются и их модификации [Щербаков А. С., Петрикас О. А., 1998].

# ЦЕМЕНТЫ

### 7.1. ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ О ЦЕМЕНТАХ И ИХ СВОЙСТВАХ

- ♦ *Цемент* (лат. *cementum* — битый камень) — порошкообразное вяжущее, как правило, минеральное вещество, способное при замешивании с водой образовывать пластичную массу. После затвердевания становится камнеобразным.

Стоматологические цементы в клинике имеют широкое применение в качестве:

- пломбировочного материала;
- материала для фиксации несъемных протезов, ортодонтических аппаратов на опорных зубах или имплантатах;
- в качестве подкладок под пломбы для защиты пульпы (см. табл. 81, 82).

Для клиники ортопедической стоматологии наибольшее значение имеют фиксирующие материалы.

К фиксирующим цементам, кроме общих для всех медицинских материалов, предъявляют следующие специфические требования. Эти материалы не должны раздражать пульпу, напротив, оказывая противовоспалительное действие и стимулируя дентиногенез. Кроме того, фиксирующие материалы обязаны быть хорошими изоляторами пульпы от термических, химических и биологических раздражителей. По роду применения эти материалы должны обладать высокой прочностью на сдвиг, растяжение и сжатие. Предназначением цемента является также их долговременная устойчивость к пищевым сокам и стабильность в условиях агрессивной влажной среды полости рта.

Кроме распределения по клиническому использованию, цементы различаются по цели применения (временные, постоянные), по форме выпуска (порошок и жидкость, две пасты).

Наиболее распространенная классификация цемента основана на связующем веществе матрицы данных материалов. По этому признаку выделяют:

- цинк-фосфатные цементы;
- цинк-силикатнофосфатные цементы;
- цинк-поликарбоксилатные цементы;

- стеклоиономерные цементы;
- полимерные цементы (см. табл. 80).

Не будет ошибкой в названии первых трех опустить слово «цинк».

Как видно из классификации, большинство цемента — это неорганические вещества.

Кроме перечисленных постоянных цемента, выделяют еще и временные материалы на основе эвгенола, а также не содержащие эвгенола, в частности — на основе гидрооксида кальция. Все они объединены наличием в составе оксида цинка.

При использовании цемента в клинике ортопедической стоматологии большое значение имеет механизм фиксации на препарированном зубе несъемных зубных протезов. Удержание несъемного зубного протеза на препарированном зубе обеспечивается за счет:

- *неадгезивного (механического) соединения.* Оно характерно для цинк-фосфатных цемента, которые не обладают адгезией на молекулярном уровне и удерживают протезы на месте, используя маленькие шероховатости на поверхности зуба и протеза. Почти параллельные противоположные стенки правильно препарированного зуба делают невозможным удаление протеза без разрыва или разрушения малых выступов цемента, заходящих в неровности поверхностей;

- *микромеханического сцепления,* которое типично для композиционных цемента, имеющих прочность на разрыв в пределах 30–40  $\mu\text{m}$ , что превышает показатель цинк-фосфатного цемента приблизительно в 5 раз. На шероховатых поверхностях они могут обеспечить микромеханическое сцепление. Прочность на разрыв этих материалов иногда может превышать когезивную прочность эмали. Это позволяет делать менее обширное препарирование зуба для таких протезов, как керамические облицовки и адгезивные мостовидные протезы. Необходимые для микромеханического сцепления глубокие неровности можно создать на эмали (протравливанием раствором или гелем фосфорной кислоты), керамике (протравливанием плавиковой кислотой), сплавах металлов (пескоструйной обработкой, электролитическим и химическим протравливанием);
- *молекулярной адгезии,* которая включает физические силы (биополярные, Ван-дер-Ваальса) и химические связи (ионные, ковалентные) между молекулами двух различных веществ.

Более современные цементы (поликарбоксилатные, стеклоиономерные) обладают некоторыми адгезивными свойствами, хотя это ограничивается их относительно низкой когезивной прочностью. Они еще зависят в первую очередь от почти параллельных стенок препарированного зуба для удержания протезов.

Сплавы благородных металлов не всегда подходят для прямого молекулярного сцепления. Однако с помощью специального оборудования (например, *Силикоатер*, Германия) тонкий слой силана можно соединить с золотым сплавом в качестве связующего агента для химического сцепления с композиционными цементами. Эффективен также слой гальванопокрытия олова на золотом сплаве. При нанесении силановой связки на шероховатый фарфор в лабораторных условиях прочность на излом с избытком превышает когезивную прочность фарфора (приблизительно 30 МПа). Однако такое сцепление ухудшается после термоциклирования в воде. Здесь молекулярная адгезия должна рассматриваться только как способ повышения механической и микромеханической ретенции и уменьшения микропросачивания, а не как независимый механизм сцепления;

- комбинации указанных выше вариантов.

Основные физико-механические свойства стоматологических цементаов представлены в *таблице 83*.

## 7.2. ЦИНК-ФОСФАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Применение цементаов этой группы имеет весьма широкий диапазон — от фиксации несъемных протезов и других ортопедических аппаратов до применения их в качестве подкладок под пломбы для защиты пульпы от местных раздражителей (*см. табл. 81–85*).

Цинк-фосфатные цементы выпускаются в виде порошка и жидкости.

Порошок состоит (*см. табл. 84*) в основном из оксида цинка с добавлением 10% оксида магния и небольшого количества пигмента. Его прокалывают при высокой температуре ( $> 1000^{\circ}\text{C}$ ), чтобы снизить реакционную способность.

Жидкость представляет собой водный раствор ортофосфорной кислоты, содержащий от 30 до 55% воды. В жидкость входят также 2–3% солей алюминия и до 9% солей цинка. Алюминий необходим для реакции образования цемента, а цинк является замедлителем реакции между порошком и жидкостью, что обеспечивает достаточное время для работы.

Образовавшийся аморфный фосфат цинка связывает вместе непрореагировавший оксид цинка и другие компоненты цемента. Структура затвердевшего цемента содержит частицы непрореагировавшего оксида цинка, окруженные фосфатной матрицей:

оксид цинка + фосфорная кислота  $\rightarrow$  аморфный фосфат цинка.

Для достижения успеха требуются точная дозировка компонентов и соблюдение времени замешивания. Пластина для замешивания должна быть тщательно высушена. Порошок добавляется к жидкости небольшими порциями для достижения необходимой консистенции.

Цинк-фосфатный цемент удобен в работе и быстро затвердевает. Чем выше соотношение порошка с жидкостью, тем выше прочность, ниже растворимость, меньше содержание свободной кислоты в материале, короче время затвердевания цементного теста.

При комнатной температуре рабочее время (см. с. 37) для большинства видов этого цемента составляет 5–14 мин, время затвердевания 3–9 мин. При использовании охлажденной пластинки для замешивания можно увеличить время затвердевания.

Цемент должен иметь способность смачивать поверхности зуба и протеза, затекать в их неровности, заполнять и герметизировать зазоры между протезом и поверхностью опорного зуба.

Минимальная толщина пленки (до 25 мкм) цемента зависит от дисперсности порошка, соотношения порошка и жидкости (2,5–3,5 г/мл) и вязкости смеси.

Цинк-фосфатные цементы характеризуются хорошими прочностными показателями (см. табл. 83, 85). Так, например, показатель прочности на сжатие, необходимой для адекватной ретенции несъемных протезов, составляет 80–100 МПа.

Цемент дает линейную усадку (свыше 0,5%), что вызывает образование зазора по границе между твердыми тканями зуба и протезом.

Свежесмешанный цинк-фосфатный цемент имеет водородный показатель не выше  $pH=4$ . При фиксации протеза возможно появление боли из-за кислотности смеси и повышения осмотического давления жидкости в дентинных канальцах. Гидравлическое давление, развиваемое в процессе фиксации протеза, может способствовать повреждению пульпы.

Достоинства цинк-фосфатных цемента: легкое замешивание, быстрое затвердевание, достаточно высокие прочность и когезия.

Недостатки цинк-фосфатных цемента: раздражение пульпы, объясняемое, с одной стороны, кислой средой цементного теста, с другой стороны, экзотермической реакцией затвердевания; отсутствие антибактериального эффекта и адгезии; достаточно заметная деструкция в полости рта.

Представителем данной группы отечественных цемента является *Висфат-цемент*. Материал имеет быстрые сроки затвердевания (5–10 мин), достаточно высокую прочность при сжатии (70–80 МПа). Предназначен для фиксации несъемных протезов, пломби-



рования зубов, подлежащих покрытию коронками. Выпускается трех цветов: светло-желтого (№ 21), золотисто-желтого (№ 22), темно-желтого (№ 23).

*Унифас* — также относится к цинк-фосфатным цементам. Материал соответствует всем требованиям международного стандарта. Он создан совместными усилиями ученых и инженеров лаборатории материаловедения, кафедры ортопедической стоматологии и материаловедения Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И. П. Павлова и АО «Медполимер».

При этом следует добавить, что в *Унифасе* модифицирована матрица, в которую был добавлен молибдат аммония, способный к полимеризации в условиях фосфатных соединений. В результате образуются многочисленные производные полимерных и иных оксоанионов весьма сложного состава и строения.

Молибдат аммония, например  $(\text{NH}_4)_6\text{Mo}_7\text{O}_{24} \times 4\text{H}_2\text{O}$ , образует с фосфорной кислотой аммонийную соль комплексной фосфорномолибденовой кислоты:  $(\text{NH}_4)_3\text{PO}_4 \times 12\text{MoO}_3 \times 6\text{H}_2\text{O}$ .

Подобным образом молибдат аммония способен создать длинную полимерно-неорганическую цепочку-матрицу с фосфатом. Указанные химические преобразования явились обоснованной теоретической предпосылкой создания нового стоматологического материала, который фактически можно считать композиционным.

Химическое строение матрицы и ее комплексные связи практически явились основой нового фосфатного цемента, который проявил высокие показатели основных свойств и впервые — адгезионную способность. Последнее во всех известных фосфатных цементах отсутствует, так как структура их не содержит дополнительного комплекса. В подобных случаях материалам присуща только когезия.

Когезия, как уже говорилось выше (см. с. 17), — прочность самого адгезива, сохраняющего связи только за счет неровностей склеивающихся поверхностей. Когезия весьма зависима, непрочна и недолговечна.

Содержание нового матричного звена в пределах допустимой нормы в сочетании с фосфатными компонентами ответственно за проявление основных свойств, а также за инертность и толерантность.

Освоенный производством *Унифас* во многом превзошел известные аналоги и прототипы. Равных себе в мировой практике он не имеет (патент № 1725895, Штейнгарт М. З., Емгахов В. С. и др.). Ни один из доступных и известных нам цементов не обладает настоящей адгезией к твердым тканям зуба в условиях полости рта.

Таким образом, от других цинк-фосфатных цементах *Унифас* отличается хорошей адгезионной способностью к тканям зуба, высокой прочностью при сжатии (70–100 МПа), малой растворимостью и рентгеноконтрастностью. Сверхтонкий порошок при замешивании с жидкостью образует пластичное, удобное в работе цементное тесто. В ортопедической стоматологии *Унифас* предназначен для фиксации вкладок, штифтовых зубов, коронок и мостовидных протезов всех типов, пломбирования зубов, подлежащих покрытию коронками. Выпускается двух цветов: бледно-желтого (№ 21) и желтого (№ 23).

Цемент бактерицидный *Диоксифисфат* в ортопедической стоматологии применяется для фиксации несъемных протезов. Материал обладает высокой механической прочностью при сжатии (70–80 МПа) и малой растворимостью (см. табл. 85).

В Югославии выпускаются цементы *Цегал* и *Поскал* для ортопедической стоматологии. Ниже дается их краткая характеристика.

*Цегал-НВ* и *Цегал-БВ* — обычный и быстротвердеющий цинк-фосфатные цементы, предназначенные для фиксации несъемных протезов.

*Поскал* — сверхтонкий цинк-фосфатный цемент, который легко замешивается и очень пластичен. Относится к группе стандартных цементах для подкладок и фиксации несъемных протезов.

Кроме того, следует отметить *Адгезор* — двухкомпонентный цинк-фосфатный цемент фирмы «Спофа Дентал» (Чехия). Он выпускается в виде порошка и жидкости. Применяется для фиксации несъемных протезов. При замешивании на стекле необходимо в жидкость добавлять порошок небольшими порциями для получения однородной жидкотекучей массы.

Материал имеет следующие цветовые оттенки: № 1 — белый, № 2 — желтый, № 3 — серо-голубой, № 4 — коричневый. Время затвердевания составляет от 4,5 до 5,5 мин.

#### **Модифицированные цинк-фосфатные цементы:**

1) медные или серебряные — содержат оксид меди (так называемые «черные медные цементы»), закись меди («красные медные цементы»), йодид или силикат одновалентной меди, фосфат серебра. Обладают высокой кислотностью при замешивании (больше вероятность раздражения пульпы), заметной растворимостью и невысокой прочностью.

*Аргил* — цинк-фосфатный цемент, выпускается в виде порошка и жидкости с примесью порошкового серебра и соответствующих пигментов. Оказывает ярко выраженное бактериостатическое действие. Применяется для фиксации несъемных протезов. Поставляется четырех основных оттенков: белого, желтого, серо-голубого и коричневого.

2) фторидные — также имеют высокую растворимость и низкую прочность из-за наличия в составе фторида олова. Используется в детской ортодонтической практике. Поглощение фторида из таких цементах эмалью зуба уменьшает деминерализацию последней.

На особом месте среди них находится цинк-фосфатный цемент *Унифас-2*, созданный в результате совместных изысканий лаборатории материаловедения, кафедры ортопедической стоматологии и материаловедения СПб ГМУ им. акад. И. П. Павлова и АО «Мед-полимер» (М. З. Штейнгарт, В. Н. Трезубов, В. С. Емгахов и др.). Сохранив все физико-механические показатели цемента *Унифас* и также обладая уникальной адгезией, *Унифас-2* приобрел дополнительные функциональные способности.

Введенное в его состав для повышения резистентности твердых тканей фтористое соединение, являясь противокариозным компонентом, придает *Унифасу-2* профилактический эффект. Наличие специальной щелочной композиции делает его способным выполнять роль изолирующей и лечебной повязки для раневой поверхности дентина. Это, по мнению авторов, нормализует состояние пульпы после радикального препарирования зубов и способствует дентиногенезу.

Кроме того, к числу модифицированных цинк-фосфатных цементах относится материал — *Адгезор фине* (Чехия). Для замешивания берется 5 капель жидкости на 1 мерник порошка. При этом очень тонкий помол порошка способствует образованию пленки до 25 мкм и тем самым обеспечивает хорошую герметичность. Рабочее время этого материала составляет до 8 мин при времени затвердевания 2 мин.

### 7.3. ЦИНК-СИЛИКАТНОФОСФАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Цинк-силикатнофосфатные цементы (СФЦ) применяются с 1878 года как сочетание цинк-фосфатных и силикатных цементах. Присутствие силикатного стекла обеспечивает некоторую степень прозрачности, повышает прочность и улучшает выделение фторида из цемента.

Они применяются для фиксации несъемных протезов и других ортопедических аппаратов (тип I), при временном пломбировании боковых зубов (тип II) и в качестве материала двойного назначения (тип III).

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 материалы считают «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. Реакция затвердевания неполностью изучена, но может быть представлена следующим образом:



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 износостойкий шпатель и охлаждаемую пластину. Для обеспечения однородной смеси применяют специальный смеситель.

Рабочее время силикатно-фосфатных цемента составляет 5–7 мин. Время затвердевания может быть увеличено охлаждением пластины для замешивания.

По сравнению с цинк-фосфатными цементами, за счет более крупного размера зерен, толщина пленки у СФЦ увеличивается до 88 мкм.

Прочность на сжатие затвердевшего цемента составляет от 120 до 170 МПа; прочность на растяжение значительно ниже – 7 МПа. Жесткость и износостойкость выше, чем у фосфатных цементах. Однако СФЦ также обладает кислым водородным показателем (рН), что может быть вредным для пульпы.

Растворимость в дистиллированной воде через 7 дней составляет около 1% по весу. Растворимость в органических кислотах и в рту меньше, чем у фосфатных цементах. Фториды могут поглощаться дентином зуба и оказывать противокариозное действие.

Надежность фиксации ортодонтических аппаратов и протезов выше, наблюдаемая деминерализация твердых тканей опорных зубов меньше, чем у обычных цинк-фосфатных цементах.

Благодаря наличию стекла СФЦ значительно более прозрачны, чем цинк-фосфатные цементы, поэтому их можно применять для фиксации фарфоровых вкладок и коронок.

Отечественный цемент данной группы *Силидонт-2* состоит из порошка и жидкости. Материал предназначен для пломбирования промежаров и моляров, контактных поверхностей передних зубов. Обладает достаточной механической прочностью при сжатии (120–140 МПа), химической стойкостью, хорошей адгезией. Выпу-

скается трех цветов: светло-желтого (№ 1), светло-желто-серого (№ 2), желто-серого (№ 3).

*Лактодонт* — цемент силикатно-фосфатный для детской стоматологии, состоит из порошка и жидкости. Используется для укрепления ортодонтических аппаратов и других несъемных металлических и пластмассовых конструкций в клинике детской стоматологии.

В полости рта материал затвердевает в минимальный период времени, обладает высокой механической прочностью, химической стойкостью и незначительной растворимостью. Выпускается двух цветов: ярко-желтого (№ 31) и бледно-желтого (№ 32).

#### 7.4. ЦИНК-ПОЛИКАРБОКСИЛАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Цинк-поликарбоксилатные цементы (ПКЦ) применяются для укрепления комбинированных несъемных протезов, литых вкладок из сплавов металлов и фарфора, ортодонтических аппаратов, в качестве подкладок под пломбы для предохранения пульпы зуба, а также для временного пломбирования зубов. В *таблице 82* в качестве примера указаны некоторые цементы для постоянной фиксации и их изготовители.

Порошок представляет 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 несколько процентов фторида олова или другого фторида.

Жидкость представляет собой 40% водный раствор полиакриловой кислоты или сополимера акриловой кислоты с другими органическими кислотами, например итаконовой. Молекулярный вес полимера обычно составляет от 30 до 50 тыс., чем и объясняется вязкий характер раствора.

Недостатком раствора является его довольно быстрая самополимеризация. В связи с этим нами (М. З. Штейнгарт, В. Н. Трезубов, А. Г. Быстров и др.) разработана принципиально новая рецептура поликарбоксилатного цемента. В порошок добавлена полиакриловая кислота в кристаллическом виде, в качестве жидкости затворения использована дистиллированная вода. Указанная разновидность цемента принята к промышленному производству АО «Медполимер» (Санкт-Петербург).

Оксид цинка взаимодействует с полиакриловой кислотой, образуя сетчатую поперечно-сшитую структуру полиакрилата цинка.

Затвердевший цемент состоит из частиц непрореагировавшего оксида цинка, связанных вместе этой аморфной гелеподобной матрицей:

*оксид цинка + полиакриловая кислота → полиакрилат цинка.*

Цинк-поликарбоксилатный цемент должен быть тщательно дозирован до замешивания, а свежееотмеренные компоненты быстро перемешаны в течение 30–40 с. Смесь необходимо использовать пока она еще глянцевая, до того как начнется образование нитей.

На скорость затвердевания цинк-поликарбоксилатного цемента влияет:

- соотношение порошка и жидкости;
- реакционная способность оксида цинка;
- размер частиц, наличие добавок;
- молекулярный вес и концентрация полиакриловой кислоты.

В консистенции для фиксации несъемных протезов рекомендуемое по весу соотношение порошка и жидкости для большинства материалов составляет 1,5 : 1. Рабочее время при комнатной температуре продолжается 8,5–12 мин, время затвердевания при 37° С равняется 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.

Поликарбоксилатный цемент окончательно затвердевает через 10–12 ч. Поэтому в наставлении пациенту необходимо сказать о полном воздержании от приема пищи в первые 4 ч после фиксации протезов и необходимости приема жидких и протертых продуктов в последующие 8 ч.

Отсутствие боли при применении поликарбоксилатных цементов объясняется меньшим раздражающим действием полиакриловой кислоты (в отличие от ортофосфорной у цинк-фосфатных цементов), коротким периодом ее связывания и изотермичностью реакции затвердевания цемента.

Основными преимуществами цинк-поликарбоксилатных цементов являются: слабое раздражающее действие, хорошая адгезия к тканям зуба и сплавам металлов, высокая прочность, малая растворимость и толщина пленки, сопоставимая с таковой у цинк-фосфатных цементов.

К недостаткам следует отнести невысокую прочность на сжатие, короткое рабочее время у некоторых марок материалов, длительный период окончательного затвердевания.

*Цемент поликарбоксилатный стоматологический, выпускаемый АО «Медполимер» (Санкт-Петербург), предназначен для фиксации несъемных, в основном комбинированных протезов, а также орто-*

донтических аппаратов. Основное его предназначение обусловлено наличием витальных, радикально препарированных под металло-керамические или металлополимерные коронки, опорных зубов.

Порошок светло-желтого цвета представляет собой смесь модифицированной окиси цинка и безводного порошка полиакриловой кислоты, жидкость — дистиллированную воду. Цемент обладает высокой адгезией к тканям зуба, низкой растворимостью в полости рта и не оказывает раздражающего действия на пульпу зуба, не вызывает боли при фиксации.

*Карбоко* — хорошо зарекомендовавший себя поликарбоксилатный цемент из Германии.

*Адгезор карбофине* (Чехия) — цинк-поликарбоксилатный цемент, обладающий хорошей адгезией к твердым тканям зуба, используется для фиксации несъемных протезов в следующей пропорции: на 2 мерника порошка (1,8–2,2 г) берется 5 капель жидкости (1 г). Замешивание проводят в течение 30 с. Рабочий интервал времени составляет 8–10 мин. Время затвердевания равно 6–8 мин.

*Поли-Ф-Плюс* (США) — поликарбоксилатный цемент, применяется для фиксации коронок и мостовидных протезов, в качестве материала для подкладок под пломбы. Материал обладает хорошей адгезией к дентину и эмали, имеет низкую растворимость, образует тонкую пленку и не раздражает пульпу зуба.

Кроме вышеназванных известны также цементы *Дорификс С* (Австрия), *Селфаст кофф* (Франция) и др.

## 7.5. ЦЕМЕНТЫ НА ОСНОВЕ ПОЛИМЕРОВ

Большинство полимерных цемента относятся к числу акрилатов двух типов: на основе метилметакрилата и на основе ароматических диметакрилатов.

Композиционные цементы отличаются от восстановительных компомеров меньшим содержанием тонких частиц неорганического наполнителя и меньшей вязкостью.

Некоторое ограниченное применение для фиксации облицовок и для фиксации штифтов и вкладок находят мономеры акриловой группы — цианакрилаты, а именно этил- и изобутилцианакрилат. Однако вследствие низкой стойкости к гидролизу и токсичности эти материалы используются крайне редко.

*Метилметакриловые полимерные цементы* применяются для фиксации облицовок и вкладок. Эти цементы можно использовать для фиксации временных коронок (например, поликарбонатных производства США).

Порошок акриловых цемента представляет собой тонко измельченный 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 с целью избежания попадания воздуха. Смесь должна быть использована сразу, так как рабочее время очень короткое.

Излишки материала необходимо удалить на стадии окончательного затвердевания. Когда материал приобретает каучукообразную консистенцию, его удаление затрудняется и может привести к возникновению краевых дефектов. Возможна реакция пульпы на данные цементы. Поэтому требуется ее защита.

Свойства акриловых полимерных цемента сопоставимы со свойствами быстротвердеющих пломбировочных материалов из акриловой пластмассы. У них выше прочность и ниже растворимость, чем у других цемента, но они менее жесткие, не упруги и не обеспечивают хорошей адгезии к твердым тканям зуба в присутствии влаги. Прочность соединения полимерных цемента с пластмассовыми облицовками и поликарбонатными коронками выше, чем у других цемента.

Таким образом, к числу преимуществ акриловых полимерных цемента относятся сравнительно высокая прочность и низкая растворимость. Именно высокая прочность на разрыв делает их подходящими для микромеханического сцепления. Последнее возникает между протравленными керамическими облицовками и шероховатой поверхностью опорных элементов мостовидного протеза с протравленной эмалью культей препарированных зубов. Но все это не обеспечит достаточной ретенции с традиционными цементами. Недостатками акриловых полимерных цемента являются короткое рабочее время, неблагоприятное воздействие на пульпу и трудность удаления избытка цемента.

В одном из современных модифицированных акриловых полимерных цемента — *Ортомайт Супер-Бонд* — в мономере присутствует активатор адгезии (4-МЕТА) и добавлен дополнительный инициатор полимеризации — трибутилборан. Это значительно



улучшает адгезию к зубным тканям и сплавам недргоценных металлов.

Материал используется преимущественно для непосредственной фиксации ортодонтических замков. Цемент другой марки — *Супер-Бонд* — предназначен для фиксации несъемных протезов; в нем присутствует тот же самый активатор адгезии. Данные о клинической эффективности модифицированных акриловых полимерных цемента недостаточны.

*Диметакрилатные цементы* 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 предварительно протравленных цельнолитых протезов и ортодонтических дуг.

В порошок диметакрилатного цемента входит тонко измельченное боросиликатное или кварцевое стекло, содержащее органическую перекись бензоила в качестве инициатора. 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 цементы содержат фосфатный мономер для улучшения адгезии.

Материалы, состоящие из двух паст (см. табл. 89) 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.

Материалы для фиксации ортодонтических аппаратов обычно затвердевают быстрее. Толщина пленки у материалов, состоящих из порошка и жидкости, составляет 500 мкм. Прочность при сжатии — от 200 до 280 МПа. Прочность на растяжение равна примерно 40–60 МПа. Эти величины значительно больше, чем у других цемента (см. табл. 83).

Адгезионная способность по отношению к эмали и дентину у этих цемента невелика, если эмаль и дентин не протравлены фосфорной кислотой. У материалов, содержащих фосфатный мономер, адгезия улучшается, особенно к неблагородным металлам.

К достоинствам диметакрилатных цемента относятся высокая прочность и низкая растворимость.

Основными недостатками являются: сложность обработки, затрудняющая получение пленки нужной толщины; неудобства при наложении протеза, раздражение пульпы, сложность удаления излишков материала.

*Провилинк* (Лихтенштейн) — композиционный цемент, состоящий из двух паст двойного отверждения (химического и светового) для фиксации несъемных протезов. Цемент поставляется расфасованным в шприцы, имеет одну расцветку (210/3А по расцветке Хромаскоп) и отличается своим щелочным эффектом, полученным за счет стеклонеполнителя (см. табл. 90).

Этот материал можно применять и в чисто светоотверждаемом варианте, например для временной фиксации облицовок. Для этого используют основную пасту без активатора. Применяемые при этом материалы, однако, должны иметь хорошую светопроницаемость во избежание неполного затвердевания цемента. *Провилинк* является совместимым с обычными пластмассовыми материалами для временных коронок и мостовидных протезов (например, *Провипонт*).

Цемент 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. Затем материал помещается во временную коронку (или на опорный зуб). 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 освещении каждой поверхности на протяжении 40 с. В результате химической полимеризации полного затвердевания достигают через 6–7 мин при температуре полости рта.

*3М Релай Экс ARC* (США) — не содержащий эвгенола композиционный цемент двойного отверждения с улучшенной системой подготовки для постоянной фиксации:

— металлических, металлокерамических и адгезивных несъемных протезов, внутренняя поверхность которых в лаборатории подвергается пескоструйной обработке;

— керамических вкладок, накладок, вестибулярных облицовок и коронок, которые можно обрабатывать плавиковой кислотой.

Цемент применяется по общепринятой технологии, с использованием одно- или многокомпонентных адгезивных материалов, которые могут сократить рабочее время (2 мин) и время полимеризации (10 мин).

Замешивание материала проводят полимерным шпателем на охлажденном блокноте в течение 10 с (чем длительнее замешивание, тем короче рабочее время, составляющее 2 мин), а затем тонким слоем, используя кисточку, распределяют по поверхности опорных элементов и фиксируют протез в полости рта на предварительно подготовленных зубах. Излишки цемента можно удалить через 10 мин после полной полимеризации материала. Если излишки материала удаляют через 3–5 мин после фиксации протеза, то в последующем по контурам опорных элементов в течение 40 с проводят фотополимеризацию, которая сводит к минимуму ингибирование цемента и предотвращает недостаточную герметизацию краев.

## 7.6. СТЕКЛОИОНОМЕРНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Стеклоиономерные цементы применяются в Европе с 1975 года, в США — с 1977 года и сочетают в себе свойства силикатных и полимерных фиксирующих материалов. Наличие в их составе кислотореактивного стекла придает прозрачность. Однако по прозрачности стеклоиономерные цементы заметно уступают акриловым компомерным. Указанные цементы могут быть использованы для фиксации несъемных протезов, ортодонтических аппаратов и в качестве подкладок для пломб, а также в качестве пломбировочного материала при эрозии эмали.

Порошок в стеклоиономерных цементах состоит из тонко измельченного стекла (фторсиликата кальция и алюминия) с размером частиц около 40 мкм — для пломбировочных материалов и менее 25 мкм — для фиксации. Содержание фтора в порошке составляет от 10 до 16% от веса. Для увеличения прочности в цемент *Кетак-Сильвер* (Германия), например, введен порошок серебра.

Жидкость является смесью 50% водного раствора сополимера полиакрил-итаконовой или другой поликарбоновой кислоты и 5% винную кислоту. В некоторых материалах сополимер добавляется к порошку, а раствор содержит только винную кислоту; в других все ингредиенты содержатся в порошке, а жидкость представляет собой дистиллированную воду.

При замешивании полиакриловая и винная кислоты взаимодействуют со стеклом, реагируя с ионами кальция и алюминия, которые, образуя поперечные связи, превращают поликислотные молекулы в гель.

Винная кислота служит для того, чтобы увеличить рабочее время. Она содействует также быстрому отверждению материала, образуя комплексы с ионами металлов. Разница в составе между различными марками влияет на скорость твердения и свойства стеклоиономерного цемента.

Сочетание высокой компрессионной прочности с низкой прочностью на разрыв характеризует значительную хрупкость рассматриваемого материала. Поэтому необходимо избегать применения пломб из него на участках с высокой жевательной нагрузкой.

Стеклоиономерные цементы по форме выпуска представлены тремя вариантами: порошок и жидкость (поликислоты), порошок и дистиллированная вода, порошок и жидкость (поликислоты в капсулах). Примером последнего варианта является, например, цемент *Кетак-Фил* (Германия), замешивание которого проводят с помощью специальных механических устройств типа амальгамо-смесителя.

Соотношение порошка и жидкости у обычных типов стеклоиономерного цемента составляет 1,3 : 1 и, по-видимому, имеет решающее значение в приобретении цементом оптических свойств.

Стеклоиономерные цементы следует подразделять на следующие группы [Артельт Х. М. и др., 1996].

1. По назначению:
  - а) подкладочные;
  - б) для постоянных пломб;
  - в) для фиксации несъемных протезов и ортодонтических аппаратов;
  - г) для пломбирования каналов штифтами.
2. По способу отвердевания:
  - а) химические:
    - порошок и жидкость, представленная полиакриловой кислотой (ПАК);
    - порошок и жидкость, представленная дистиллированной водой;
  - б) светоотверждаемые;
  - в) комбинированные.

Наиболее важными свойствами стеклоиономерных цементов являются:

- способность образовывать химическую связь с твердыми тканями зуба;
- отсутствие раздражающего действия на пульпу;

- незначительная растворимость;
- адгезия к дентину и композиционным материалам;
- рентгеноконтрастность;
- длительное выделение фторидов после затвердевания;
- устойчивость к кислотам;
- прозрачность;
- близость коэффициента расширения к таковому у дентина.

Таким образом, к достоинствам стеклоиономерных цемента относятся легкость замешивания, высокая прочность, наличие выделения фторидов, слабое растворение в кислотах, высокие адгезивные свойства и прозрачность.

Недостатками стеклоиономерных цемента принято считать медленное твердение. Его водородный показатель (рН) ниже, чем у цинк-фосфатного цемента при твердении, и представляет определенное беспокойство в связи с гиперчувствительностью после фиксации. Так как молекулы полиакриловой или полималеиновой кислоты стеклоиономеров крупные, предполагается, что вероятность их проникновения в дентинные каналы меньше, чем у фосфорной кислоты, и лак, как правило, не рекомендуется.

Однако гидроксид кальция следует наносить на близкие к пульпе участки. При контакте с жидкостью ослабляется фиксация, а при пересушивании поверхности зуба или протеза в цементе возникают усадочные трещины. Следовательно, цемент по краям коронки должен защищаться слоем вазелина или лака. Стеклоиономер более прозрачен, чем цинк-фосфат, и это часто придает слегка серый вид эмали, контактирующей с металлическим краем полукоронки.

Гибридные иономерные цементы, внедренные недавно, называются еще *модифицированными пластмассой полиалкеноатыми цементами*, сочетают в себе прочность и нерастворимость пластмассы с высвобождением фтора стеклоиономером. Кроме того они отличаются от других композиционных цемента тем, что частицы стеклянного наполнителя реагируют с жидкостью в процессе твердения.

Отечественный стеклоиономерный цемент *Витакрил* состоит из порошка алюмофторсиликатного стекла и жидкости — водного раствора полиакриловой кислоты. В ортопедической стоматологии применяется для фиксации несъемных протезов. Материал малотоксичен, обладает повышенной адгезией к эмали и дентину зуба, быстрым твердением, высокой прочностью при сжатии (100–110 МПа), химической стойкостью.

В процессе твердения *Витакрил* выделяет ионы фтора. По адгезии и плотности краевого прилегания значительно превосходит силикатные цементы. Выпускается трех цветов: светло-желтого (№ 10), желтого (№ 16) и серо-желтого (№ 24).

В США производится (см. табл. 82) *ЗМ Релай Экс Лутин* — двухкомпонентный стеклоиономерный цемент химического отверждения с двухэтапной реакцией полимеризации. Он представлен порошком фторалюмосиликатного стекла и жидкостью — водным раствором модифицированной полиалкиноидной кислоты.

Этот материал обладает основными достоинствами стеклоиономерных цемента — хорошей адгезией с поверхностью зуба, высокой прочностью, низкой вязкостью и текучестью, выделяет фтористые соединения и нерастворим. Его применяют для фиксации всех типов несъемных протезов, за исключением композиционных вкладок или накладок, композиционных или фарфоровых коронок.

Стандартное соотношение порошка и жидкости составляет 1,6 : 1. При этом к необходимому количеству жидкости (3 капли для фиксации одной коронки) добавляют порошок (3 мерных ложки) и в течение 30 с проводят замешивание. Охлаждение жидкости или использование охлажденной пластинки для замешивания цемента увеличивает рабочее время, составляющее 2,5 мин от начала замешивания. После нанесения тонкого слоя цемента на внутреннюю поверхность опорных элементов фиксируют протез на опорном зубе. Избыток материала удаляют через 3 мин.

*Мерон* (Германия) — универсальный двухкомпонентный (порошок и жидкость) стеклоиономерный фиксирующий цемент, отличающийся хорошей адгезией к зубной эмали и дентину.

Материал обладает низкой температурой затвердевания и высокой прочностью. В комплект его входят порошок и жидкость. Существует второй вариант, когда жидкостью является дистиллированная вода. Такой цемент выпускается под торговым названием *Аквамерон*. Следует отметить, что при выпуске цемента, содержащего в качестве жидкости дистиллированную воду, к торговому названию, как правило, добавляется приставка «аква».

*Аква-Сем* — это стеклоиономерный прозрачный материал (США) для фиксации несъемных протезов и ортодонтических аппаратов (рис. 41, а). Состоит из смеси алюмосиликатного стекла и полиакриловой кислоты. Порошок смешивается с дистиллированной водой для получения фиксирующего материала, который обеспечивает адгезивную связь как с эмалью, так и с дентином.

При замешивании на 1 мерник порошка добавляют 2 капли дистиллированной воды, что соответствует нормам ISO по весу (3,3 г порошка на 1 г жидкости). Замешивание выполняется в течение 15 с на толстой мелованной бумаге или на стеклянной пластине. При этом важно, чтобы порошок довольно быстро пропитался водой.

Рабочее время составляет 6–8,5 мин, время затвердевания — 3,5 мин. После фиксации ортопедической конструкции избыточный материал может быть удален сразу же или после затвердева-

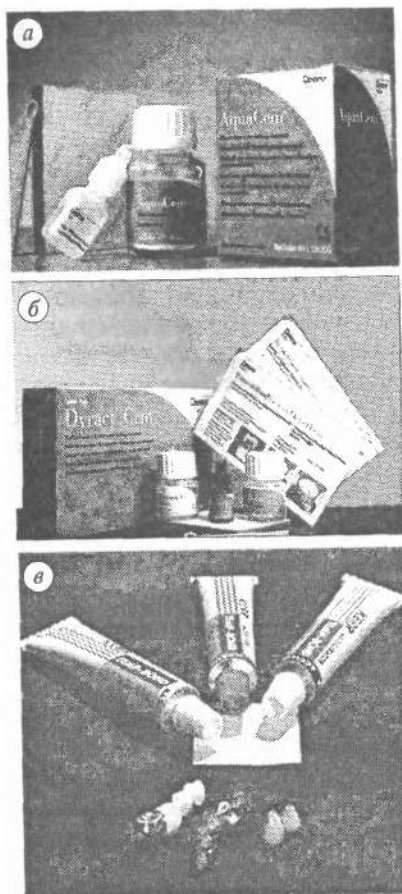


Рис. 41. Цементы для постоянной (а — стеклоиономерный; б — компомерный) и временной (в — цинкоксидэвгеноловый) фиксации несъемных протезов

эстетическими свойствами, особенно при фиксации фарфоровых коронок и вкладок. Непрозрачный вариант используется для фиксации адгезивных мостовидных протезов.

*Дайрект Сем* применяют для фиксации даже тогда, когда существует минимальная ретенция. При необходимости адгезивная способность *Дайрект Сем* (см. табл. 88) может быть улучшена за счет применения связующей адгезивно-клеевой системы. Она обеспечивает герметизацию дентина (запечатывание дентинных канальцев) и снижает риск появления послеоперационной чувствительности.

ния. Срок хранения материала достигает трех лет при температуре не выше  $25^{\circ}\text{C}$ .

*Дайрект Сем* (США) — адгезивный компомерный цемент (рис. 41, б), состоит из порошка и жидкости, замешиваемых в пропорции 1 : 1. Выполнен в полупрозрачном и непрозрачном вариантах. Будучи основанным на компомерной технологии, он является первым материалом, который объединяет в себе достоинства стеклоиономерных цементах (адгезия к дентину, выделение фтора) с положительными качествами композиционных цементах — прочностью и устойчивостью к растворению.

*Дайрект Сем* основан на макромономерах, которые сочетают в себе двойную связующую структуру, типичную для композиционных полимеров, с кислотными группами, присущими стеклоиономерным цементам. *Дайрект Сем*, таким образом, проходит двухступенчатую реакцию: вначале полимеризацию, которая отверждает материал, а затем кислотно-основную реакцию с поглощением воды, т. е. реакцию стеклоиономера.

Полупрозрачная форма *Дайрект Сем* обладает хорошими

Япония для фиксации коронок и мостовидных протезов предлагает использовать:

- *Фуджи-1* — фторвыделяющий стеклоиономерный цемент, состоящий из порошка и жидкости;

- *Фуджи Плюс* — стеклоиономерный цемент с полимерным компонентом для надежной фиксации керамических и металлокерамических протезов, в том числе вкладок и облицовок.

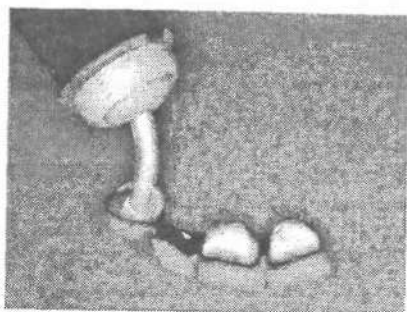


Рис. 42. Фиксация несъемного протеза цементом *Кетак-Сем*

Цемент подобного назначения — *Кетак-Сем*, производится в Германии (рис. 42).

Для фиксации коронок и мостовидных протезов можно использовать следующие материалы:

- *Ионосцел* — стеклоиономерный цемент (Франция) на дистиллированной воде;

- *Витребонд* — выделяющий фтор стеклоиономерный цемент (США). Используется в качестве подкладочного материала при лечении глубокого кариеса.

- *КемФил II* — стеклоиономерный цемент (США) для пломбирования полостей III и V классов по Блэку, трещин эмали. Материал химически связывается с тканью зуба, поэтому требуется только минимальная подготовка полости без кислотного травления или применения другого связывающего агента.

## 7.7. ЦИНКОКСИДЭВГЕНОЛОВЫЕ ЦЕМЕНТЫ

Применяются как временный материал в качестве подкладки для защиты пульпы зуба в глубоких кариозных полостях и для временной фиксации (см. рис. 41, в) несъемных ортопедических аппаратов (см. табл. 80, 81, 86).

Цементы имеют объемную усадку 0,9%. Их тепловое расширение, снижающее краевую проницаемость, составляет  $35 \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ , что, наряду с хорошей герметизирующей способностью и отсутствием раздражающего действия на пульпу, составляет основные преимущества данной группы материалов.

К недостаткам цемента данной группы относятся низкие прочность и износостойкость, высокая растворимость, быстрое разрушение под действием ротовой жидкости.



Совокупность названных выше свойств в некоторой степени предопределила прикладное использование цинкоксидэвгеноловых оттисковых материалов (см. раздел 2.4) для временной фиксации несъемных зубных протезов.

**Цинкоксидэвгеноловый цемент (без наполнителя)** — простая комбинация оксида цинка и эвгенола, включает порошок и жидкость.

Порошок представляет собой фактически чистый оксид цинка, не содержащий мышьяка. Возможно присутствие в небольших количествах наполнителей, например кремнезема. Для ускорения твердения возможно присутствие примерно 1% ацетата или сульфата цинка.

Жидкость состоит из очищенного эвгенола или гвоздичного масла (85% эвгенола). Возможно присутствие спирта или уксусной кислоты (не выше 1%) для ускорения схватывания, а также небольших количеств воды для реакции твердения.

Между оксидом цинка и эвгенолом в присутствии воды происходит химическая реакция с образованием эвгенолята цинка.

Точный механизм реакции не вполне ясен, но затвердевшая масса содержит частицы непрореагировавшего оксида цинка, связанные в матрице из эвгенолята цинка, и некоторое количество свободного эвгенола. Для реакции необходима вода. Кроме того, реакция идет быстрее в присутствии ионов цинка и имеет обратимый характер, так как эвгенолят цинка легко гидролизуетсся 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 (до 10 мин) и интенсивном замешивании. Так как связующий агент по своей природе слабый, прочность на сжатие низкая (от 7 до 40 МПа), а на растяжение ничтожная, растворимость высокая и составляет около 1,5% по весу в дистиллированной воде, через 24 ч. *Воко-Темп* — двухкомпонентный цемент (Германия), содержащий гвоздичное масло и окись цинка, рекомендуется для временной фиксации несъемных протезов.

**Провиссел** (Франция) — цемент для временной фиксации, не содержит эвгенола.

**Упрогненный цинкоксидэвгеноловый цемент (с наполнителем)** — применяется для укрепления несъемных протезов, в качестве подкладок для защиты пульпы, а также как временный пломбировочный материал.

Порошок состоит из оксида цинка с добавлением 10–40% тонкоизмельченных природных (например, канифоли) или синте-

тических (полиметилметакрилата, полистирола или поликарбоната) смол и катализаторов.

Жидкость представляет собой эвгенол, который может содержать растворенные смолы, упоминавшиеся выше, и катализаторы, например уксусную кислоту, а также противомикробные агенты (тимол). Затвердевание проходит по обычной схеме. Полимерные кислоты (абиетиновая кислота) могут взаимодействовать с оксидом цинка, укрепляя матрицу.

При создании цементирующей смеси требуется больше порошка, чем в других цементах. Для получения достаточной прочности необходимо придерживаться соответствующих требований. Бумага или пластмасса для замешивания данного цемента должна быть совершенно сухой. Порошок добавляется в жидкость небольшими порциями и энергично перемешивается при помощи шпателя. Емкости с порошком и жидкостью должны быть закрыты и храниться в сухом месте.

Упрочненный цинкоксидэвгеноловый цемент может иметь продолжительное рабочее время, так как для его твердения необходима влага. Некоторые выпускаемые промышленностью материалы содержат влагу, и поэтому их рабочее время и время затвердевания аналогичны таковым у цементах на основе фосфата цинка, а именно от 7 до 9 мин в условиях полости рта. Кроме того, время затвердевания увеличивается с уменьшением соотношения порошка и жидкости.

*Кариосан* — цемент в виде порошка и жидкости производства Чехии. Применяется для пломбирования корневых каналов и в качестве подкладки под пломбы.

*Змент* (США) — представляет собой цинкоксидэвгеноловый временный цемент для фиксации провизорных и постоянных протезов. Нерастворимый во рту, *Змент* хорошо удерживает протез и предохраняет от проникновения влаги. В то же время при необходимости все эти конструкции могут быть легко сняты. Стандартный набор состоит из двух туб основной и катализаторной паст.

*Калсоген* (США) — цинкоксидэвгеноловый цемент, который является идеальным средством при пломбировании глубоких кариозных полостей. Применяется в качестве подкладки при пломбировании амальгамами и силикатными материалами.

Другой цемент этой фирмы — *Калсинол* — содержит в своем составе полимерный материал, обеспечивающий высокую прочность цементу. Применяется в качестве подкладки при пломбировании кариозных полостей силикатными цементами и амальгамой. В ортопедической стоматологии используется для временной фиксации несъемных протезов.

*Темп-Бонд NE* (США) — не содержащий эвгенола цемент, предназначен для фиксации временных протезов, особенно показан при аллергии к эвгенолу. Состоит из основной пасты, 50 г которой содержат 44 г оксида цинка, и катализаторной пасты, 15 г которой содержат 14 г полиорганической кислоты.

Пасты замешиваются в равном соотношении в течение 30 с. Цементом заполняется предварительно высушенная коронка, и протез с усилием накладывается на опорные зубы, которые перед этим должны быть осушены. Через 6 мин от начала замешивания (или 4 мин после введения в полость рта) удаляются излишки цемента. Не стоит задерживать эту процедуру, так как материал полностью отвердевает и плотно приклеивается к протезу, слизистой оболочке, эмали соседних зубов и антагонистов.

Хранить материал можно при комнатной температуре и относительной влажности  $50 \pm 10\%$ .

## 7.8. ХЕЛАТНЫЕ ЦЕМЕНТЫ

С целью улучшения цинкоксидэвгеноловых цементах многими специалистами проводились исследования смеси оксида цинка и других оксидов с различными жидкими хелатными добавками. Наибольшее применение для фиксации несъемных протезов и подкладок под пломбы получила жидкость, содержащая ортоэтоксibenзойную кислоту (ОЭБ).

Порошок хелатного цемента представляет собой в основном оксид цинка. Кроме того, он содержит от 20 до 30% оксида алюминия или других минеральных наполнителей. Могут присутствовать также полимерные усиливающие добавки, например полиметилметакрилат.

Жидкость на 50–66% состоит из ортоэтоксibenзойной кислоты (ОЭБ), остальное приходится на эвгенол.

Механизм отверждения хелатных цементах не вполне ясен. По-видимому, он включает образование хелатных солей между ОЭБ, эвгенолом и оксидом цинка. Затвердевание ускоряется под действием тех же факторов, что и у цинкоксидэвгеноловых цементах.

Для получения оптимальных свойств следует использовать как можно более высокое соотношение порошка и жидкости (примерно 3,5 г/мл для фиксации и 5–6 г/мл для подкладок). Замешивание проводят в течение 2 мин. Время отверждения в полости рта составляет 7–13 мин.

Толщина пленки для различных марок колеблется от 40 до 70 мкм и является, однако, достаточной для постоянной фиксации.

Прочность на растяжение значительно ниже, равна примерно от 3 до 6 МПа. Модуль упругости составляет около 5 ГПа.

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.

Основными достоинствами ОЭБ-цементов являются 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 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 виниловой кислоты (4-гидроокси-3-метоксибензойная кислота). 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.

**Хелатные цементы с гидроксидом кальция.** Ценность гидроксида кальция как материала для защитного покрытия пульпы зуба, облегчающего образование репаративного дентина, признана давно. Она в значительной степени объясняется его щелочным водородным показателем (рН) и вследствие этого антибактериальным эффектом и лизисом протеина.

Хотя имеется значительное количество водных паст на основе гидроксида кальция, они не очень удобны для работы, и высохшие пленки имеют тенденцию растрескиваться. В начале 1960-х годов появились цементы фенолятного типа, которые основаны на реакции твердения между гидроксидом кальция и другими оксидами и эфирами салициловой кислоты.

Цемент выпускается в виде двух паст, в тубах. Основное его предназначение — подкладки для защиты пульпы при глубоком кариесе.

**Провикол (Германия)** — цемент с гидроксидом кальция, но не содержащий эвгенол. Применяется для временной фиксации несъемных протезов, временных пломб. Материал не вызывает аллергии, хорошо укрепляет ортопедические аппараты, но легко удаляется. Выпускается в тубах в виде основной и катализаторной паст.

# МОДЕЛИРОВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Зубной или челюстно-лицевой протез, шина из металла или пластмассы и любой иной стоматологический аппарат, включая даже вкладку, имеют строго определенные индивидуальное предназначение и конфигурацию, которая достигается моделированием.

В промышленности часто используют модели (см. с. 12) как образец предмета, подлежащего созданию. В стоматологии модель служит штампом для коронки или индивидуальной ложки, репродукцией металлического или полимерного протеза, аппарата.

Моделировочные материалы подразделяются на:

- гипсовые (см. гипс);
- металлические (легкоплавкие сплавы);
- восковые.

### 8.1. ЛЕГКОПЛАВКИЕ СПЛАВЫ

Легкоплавкие сплавы в изделиях стоматологического назначения занимают важное место, хотя и относятся к вспомогательным материалам. Наибольшее значение имеют легкоплавкие сплавы, служащие материалом для штампов и моделей, применяемых в технологии коронок и некоторых других протезов.

Такой материал должен обладать рядом свойств, из которых важнейшими являются: легкоплавкость, облегчающая отливку индивидуальных штампов и моделей, отделение штампов от изделий; относительная твердость, обеспечивающая устойчивость штампа в процессе штамповки; минимальная усадка при охлаждении, гарантирующая точность штампованных изделий.

Основными компонентами, применяемыми для составления подобных сплавов, являются висмут, свинец, олово и кадмий. Наименьшей усадкой и наибольшей твердостью обладают легкоплавкие сплавы, содержащие около 50% висмута.

Температура плавления наиболее распространенных рецептов ограничена в пределах 63–115° С. Все эти сплавы имеют серый цвет. Они представляют собой механические смеси и выпускаются в виде блоков. Состав наиболее распространенных сплавов приве-

ден в *таблице 92*. Сплав № 2 известен под названием сплава *Розе*, сплав № 5 называется сплавом *Меллота*.

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 зубопротезной 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 оговорено законом.

## 8.2. ВОСКОВЫЕ МОДЕЛИРОВОЧНЫЕ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИЕ МАТЕРИАЛЫ

Восковые моделировочные стоматологические материалы, воспроизводящие анатомическую форму зуба, протезного базиса или каркаса, в последующем заменяются основным материалом — металлом, ситаллом или пластмассой. Как правило, моделировочные материалы представляют собой различные восковые композиции и являются материалами временными, т. е. подлежащими замене на основные.

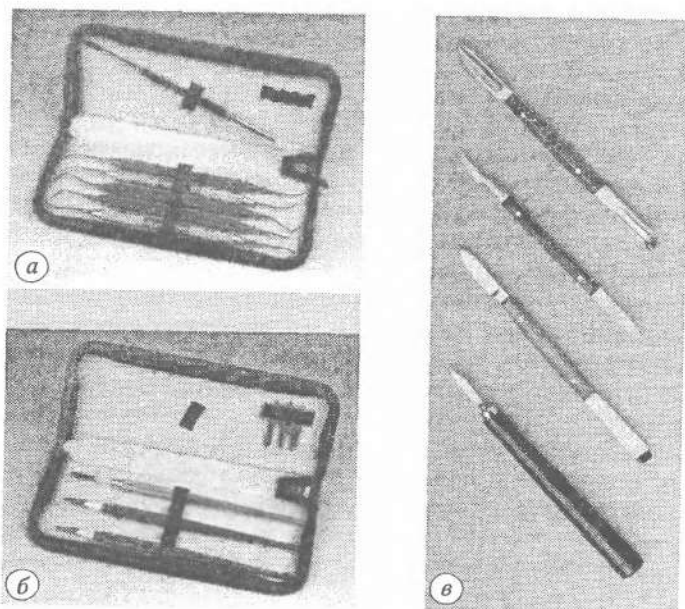


Рис. 43. Наборы (а–в) моделировочных инструментов

Без использования моделировочных материалов в большинстве случаев невозможен процесс создания зубных протезов (рис. 43). От них зависит точность и многие другие свойства будущих протезов. Поэтому данные материалы должны соответствовать определенным требованиям.

Наряду с токсикологической индифферентностью, от восковых моделировочных материалов требуется следующее:

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;

3) достаточная твердость при температуре 37–40° С, обеспечивающая устойчивость формы репродукции в полости рта;

4) отсутствие ломкости и расслоения во время обработки при комнатной температуре, а также весомого остатка после прокаливания при температуре 500° С;

5) гомогенность при размягчении;

6) не окрашивать материал протеза, быстро и полностью удаляться из гипсовой формы, легко заменяться материалом протеза;

7) иметь окраску, отличающуюся от цвета слизистой оболочки полости рта.

♦ *Воска* — 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 с потерей молекулы воды. 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 в процессах литья.

Воски подразделяются (см. табл. 93, 94) на следующие группы:

— растительные (пальмовый — карнаубский, травяной — канделильский, плодовой — японский);

---

\* Возможно двойное применение слова «воск» во множественном числе, а именно: «воска» («Орфографический словарь русского языка». Изд. 23, М.: «Русский язык», 1985, с. 62) и «воски» («Советский энциклопедический словарь». Изд. «Сов. энциклопедия», М., 1980, с. 250). (Прим. ред.)

- производимые насекомыми и животными (пчелиный, китайский, стеарин, спермацет);
- минеральные (буроугольный и торфяной, дистилляционный — парафин);
- ископаемые (озокерит);
- синтетические (этиленовые и полиизобутиленовые смолы).

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 (см. табл. 94).

Все эти компоненты, соотносимые между собой в определенной пропорции, позволяют получить воск с набором доминирующих свойств, которые и предопределяют их клиническое применение.

Даже из воска хорошего качества модель может иметь избыточные внутренние напряжения, если ее создать с некоторым нарушением технологии. Если воск размягчают путем нагревания и затем охлаждают, то он подвергается действию внутренних напряжений. Повторный нагрев, а в ряде случаев просто длительное хранение полученной модели, могут привести к ее деформированию. Хранение в охлажденных условиях способствует некоторому уменьшению деформации ввиду снятия напряжений, которые в большей мере проявляются в первые 2–3 ч после получения модели.

Другой характеристикой восковых моделей, о которой также необходимо помнить, является коэффициент термического расширения. Это один из недостатков, который в большей или меньшей степени свойственен всем современным воскам.

Моделировочные воски имеют КТР больше любого другого стоматологического материала: от  $300 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$  до  $350 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ . Поэтому следует помнить, что при получении точных конструкций из воска возможна их усадка при охлаждении. И если не контролировать изменение размеров модели, которая подвергается действию перепада температур, и не принимать мер, компенсирующих усадку, то размеры модели могут изменяться даже в десятых долях процента.

Для снятия поверхностного натяжения воска можно использовать ВНМ (Германия) — препарат, который дает возможность делать точные отливки с гладкой поверхностью. Данный материал выпускается в форме готового к применению раствора во флаконе и в пульверизаторе.

Практически для всех восков существенным является правильное хранение, исключающее изменение свойств под действием внешних факторов. Воск хранят в закрытом сухом помещении,





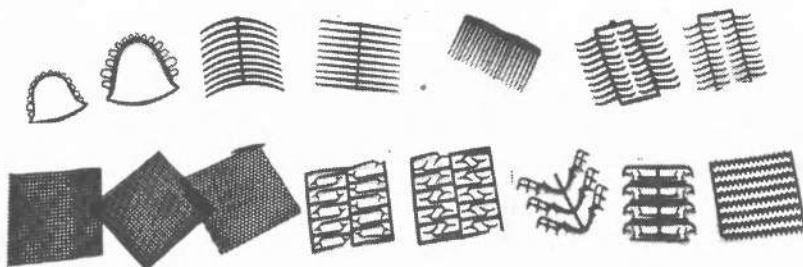
a



б



в



з

	<b>OK Molar</b> Größe: klein rechts  NFP: Art. Nr. 782161		<b>OK Präsmolar</b> Größe: klein  NFP: Art. Nr. 782141		<b>OK Molar</b> Größe: klein links  NFP: Art. Nr. 782171	
<b>OK Molar</b> Größe: mittel/lang rechts  NFP: Art. Nr. 782166	<b>OK Molar</b> Größe: mittel rechts  NFP: Art. Nr. 782162	<b>OK Präsmolar</b> Größe: mittel/lang  NFP: Art. Nr. 782146	<b>OK Präsmolar</b> Größe: mittel  NFP: Art. Nr. 782142	<b>OK Präsmolar</b> Größe: mittel/kurz  NFP: Art. Nr. 782145	<b>OK Molar</b> Größe: mittel links  NFP: Art. Nr. 782172	<b>OK Molar</b> Größe: mittel/lang links  NFP: Art. Nr. 782175
	<b>OK Molar</b> Größe: groß rechts  NFP: Art. Nr. 782163		<b>OK Präsmolar</b> Größe: groß  NFP: Art. Nr. 782143		<b>OK Molar</b> Größe: groß links  NFP: Art. Nr. 782173	

д

Рис. 44. Восковые заготовки:

a — моделировка коронок; б — постановочный воск; в — базисный воск; з — фасонные репродукции для съемных протезов; д — фасонные заготовки для несъемных протезов

исключающем попадание прямых солнечных лучей, при температуре не выше 30° С и влажности до 80%, при отсутствии открытых источников огня и на расстоянии не менее 1 м от отопительных приборов.

Восковые смеси (композиции) в зависимости от назначения (рис. 44) (см. табл. 95) бывают следующих разновидностей:

- базисные;
- бюгельные;
- моделировочные для несъемных протезов, в том числе погружные смеси и для вкладок;
- профильные;
- липкие.

В соответствии с указанным классификационным признаком ниже подробно рассматриваются отечественные восковые композиции и их импортные аналоги.

### 8.2.1. Воски базисные

● *Воск базисный* выпускается в виде прямоугольных пластин розового цвета размером 170 × 80 × 1,8 мм. Он обладает следующими свойствами:

- высокой пластичностью, легко формуюсь в разогретом состоянии;
- хорошо обрабатывается инструментом, не ломаясь и не расслаиваясь;
- имеет гладкую поверхность после легкого оплавления над пламенем горелки;
- небольшое остаточное напряжение, которое возникает при охлаждении восковой модели;
- полностью и без остатка вымывается кипящей водой из гипсовых форм.

Состав базисного воска (в % по массе): парафин — 77,99; церезин — 20,0; даммаровая смола — 2,0; краситель — 0,01.

Применение базисного воска: моделирование базисов съемных протезов, ортодонтических аппаратов и индивидуальных ложек, получение восковых базисов с окклюзионными валиками (шаблонов).

● *Моделировочный воск LZ* выпускается в виде пластин розового цвета толщиной 1,5 мм двух консистенций: нормальной и твердой.

● Воски фирмы «Бего» (Германия) для моделирования обладают хорошей пластичностью, легко обрабатываются и сгорают без

остатков. Выпускаются в виде пластин розового цвета размером  $175 \times 80$  мм и толщиной 0,5–0,6–0,7 мм:

- *гладкий литейный воск* в виде пластин зеленого цвета размером  $175 \times 80$  мм и толщиной 0,25; 0,3; 0,4; 0,5; 0,6; 0,8 мм.

- *рубчатый литейный воск* (так называемый грубый, средний и мелкий) выпускается в виде пластин зеленого цвета размером  $150 \times 75$  мм и толщиной 0,3; 0,35; 0,4; 0,5; 0,6 мм.

- Воск для моделирования *Церадент* (Чехия) поставляется двух видов — мягкий и среднетвердый. Воск *Церадент-I* применяется для окклюзионных валиков, для получения окклюзионных оттисков. *Церадент-II* используется для восковых базисов съемных протезов и ортодонтических аппаратов. Фирма-изготовитель планирует расширение ассортимента за счет твердого воска, который будет обозначен римской цифрой III. Этот воск станет универсальным. Он найдет применение при моделировании несъемных протезов, а также при получении восковых базисов частичных съемных протезов.

- *Флекси-воск* (Германия) — прозрачный, эластичный воск, который при температуре рук легко поддается обработке. Позволяет, благодаря своей липкости и пластичности, легко обтягивать модель. Поставляется с накаткой, рифленой и гладкой поверхностью, размером  $150 \times 75$  мм при толщине от 0,3 до 0,6 мм.

- *Базисный воск, розовый* (Германия) обладает 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 в пластинках (см. рис. 44, г) толщиной 1,5 мм следующих типов: стандартный средний, специальный эластичный, стандартный эластичный, летний твердый, зимний мягкий.

Вышеназванные базисные воски предполагают использование сопутствующих восковых заготовок, которые облегчают и существенно упрощают проведение ряда манипуляций зубным техником и ортопедом-стоматологом, но при этом гарантируют высокое качество полуфабриката протеза. Так, например, *Постановочный воск* (Германия) (см. рис. 44, б) облегчает постановку зубов в полных и частичных съемных протезах. Это очень важно при постановке зубов, так как во время затвердевания наступает тягуче-пластичная фаза и таким образом появляется возможность проводить корректировку постановки.

После затвердевания постановочный воск не допускает смещения зубов. В полости рта при температуре  $37^\circ \text{C}$  он также остается жестким и способствует стабильному положению зубов. *Постановочный воск* (см. табл. 96), кроме того, улучшает соединение между

базисами и окклюзионными валиками. Поставляется в виде полос розового цвета.

Кроме того, фирмой «Шулер-Дентал» (Германия) выпускаются заготовки окклюзионных валиков и нёбных шаблонов:

— *восковые окклюзионные валики полные* (мягкие, средние, твердые) используются для восковых базисов с окклюзионными валиками (шаблонов). Они поставляются специально для беззубой верхней челюсти в форме полуэллипса, для беззубой нижней челюсти — в форме параболы, что сокращает затраты времени при их установке на восковой базис.

В этих формах уже учтены сагиттальные и трансверзальные окклюзионные кривые. С губной стороны окклюзионные валики остаются в плоскостном контакте при протрузионном движении. Кроме того, использование таких валиков значительно экономит рабочее время врача при регистрации центрального соотношения челюстей;

— *восковые валики частичные* (мягкие, средние, твердые) используются для восковых базисов (шаблонов) с окклюзионными валиками при протезировании частичными съемными зубными протезами. Они имеют размер  $110 \times 10 \times 6$  мм. Мягкие валики имеют лимонно-желтый цвет, средние — желтый, твердые — розовый цвет;

— *нёбные шаблоны* поставляются трех размеров (большой, средний, малый) при толщине воска 1,5 мм. Они эластичны и легко обтягивают модель. При прижатии к моделям не образуется искажения их поверхности.

### 8.2.2. Воски бюгельные

● *Воск бюгельный* выпускается в виде дисков розового цвета диаметром 82 мм, толщиной 0,4 и 0,5 мм. Состав его аналогичен базисному воску, но за счет специальной технологической обработки восковая фольга обладает высокой пластичностью и малой тепловой усадкой. Применяется для создания промежуточного слоя при моделировании каркасов дугowych (бюгельных) протезов.

● *Пленочный воск («С» 375)* (Чехия), размер:  $80 \times 72 \times 0,3$  мм и  $80 \times 72 \times 0,66$  мм; используется для изоляции гипсовой модели при моделировании каркасов дугowych (бюгельных) протезов и мостовидных протезов. Является аналогом бюгельного воска (см. выше).

● *Литьевые моделировочные воски* для дугowych (бюгельных) протезов выпускаются под названиями *Формодент литьевой* и *Формодент твердый*, в виде пластин зеленого цвета прямоугольной формы.

*Формодент литевой* представляет собой восковую композицию, которая в разогретом виде легко заполняет гнезда формы — матрицы — эластичной силиконовой пластины, предназначенной для восковых моделей различных кламмеров, дуг и других элементов дугового (бюгельного) протеза. Воск применяется только на модели из огнеупорного материала, отлитой методом дублирования гипсовой модели с использованием агарового дублирующего материала.

Воск *Формодент твердый* применяется для моделирования каркасов цельнолитых дуговых (бюгельных) 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%.

- *Набор бюгелей по Маркскурсу* (Германия) применяется для моделирования каркасов (дуги) при концевых дефектах зубного ряда.

- *Восковые лестничные ретенционные сетки, восковые дырчатые ретенционные сетки, восковые круглодырчатые ретенционные сетки* (Германия) — длиной по 17 см красного цвета — рассчитаны для моделирования каркасов 45 частичных съемных протезов.

- *Восковая ограничивающая кромка с ретенционными петлями* (Германия) используется при моделировании литых базисов на верхней челюсти.

- *Восковые ограничивающие ленты с ретенционными петлями* (Германия) — длиной 170 мм красного цвета — используются при моделировании базисов частичных съемных протезов на верхней челюсти.

- *Восковые решетчатые ретенционные сетки* (Германия). После их замены на металл обеспечивают крепление полимерных базисов на металлическом каркасе. Выпускаются трех типов:

А — в виде пластинок красного цвета размером 60 × 42 мм — для использования в процессе моделирования базисов частичных и полных съемных протезов;

Б — в виде пластинок красного цвета размером 75 × 150 мм — для моделирования базисов частичных съемных протезов;

В — в виде пластинок красного цвета размером 100 × 100 мм для моделирования базисов частичных и полных съемных протезов.

- *Восковые шаблоны* (Германия) в виде заготовок зеленого цвета для моделирования литых опорно-удерживающих кламмеров разных типов на моляры и премоляры.

- *Воск для изоляции поднутрений* (Германия) хорошо скоблится, режется и обладает прочной адгезией к модели. Поэтому используется для изоляции поднутрений в технологии модельного литья.

- *Восковые шаблоны из литьевого воска* (Германия) используются для восковой конструкции дугового (бюгельного) протеза (см. рис. 44, в). Они отличаются эластичностью и клейкостью, а благодаря новому способу такие восковые шаблоны легко отделяются от своих подкладок.

Рабочая температура не должна быть ниже 20° С. Комплектация восковых шаблонов предусматривает наличие следующих стандартных заготовок: кламмеров (двухплечего кламмера Бонигарда; Роуча; кольцевого; многозвеньевое; на премоляры и на моляры); больших и малых пластинчатых ретенционных решеток и сеток; гребешковых ретенционных приспособлений; дуги на нижнюю челюсть.

- *Ретенционные приспособления* (Германия) для моделирования ретенционной части в дуговых (бюгельных) протезах для верхней и нижней челюстей. Получены из одной восковой композиции, которая отличается своей стабильностью и пластичностью. Кроме того, они хорошо прилипают к огнеупорной массе. Поставляются следующие ретенционные формы: круглые, овальные, круглые смещенные, двухрядные, с концевой кромкой.

- *Седельный и подкладочный воск* (Германия) — прозрачный, эластичный, не отслаивается при контакте с горячими дублирующими массами во время получения формы для огнеупорной модели. Поставляется в пластинах красного цвета толщиной от 0,3 до 0,7 мм и размером 150 × 75 мм.

Имеются восковые заготовки кламмеров и заготовки для изоляции в области седел, для литых базисов, дуги-пластинки «гладкого» (толщиной от 0,4 до 0,75 мм) и «складчатого» (толщиной 0,4 и 0,5 мм) воска (Германия).

### **8.2.3. Воски моделировочные для несъемных протезов и вкладок**

*Воск моделировочный стоматологический* для моделирования коронок, облицовок, штифтовых зубов, репродукции каркаса мостовидного протеза. Выпускается в виде прямоугольных брусков синего цвета, размером 40 × 9 × 9 мм. Этот воск отличается малой тепловой усадкой и не изменяет своих свойств при неоднократном расплавлении, фактически полностью выгорает в процессе подготовки формы к литью (зольность не превышает 0,05%).

Указанный воск легко поддается обработке инструментами (рис. 45), дает сухую невязкую стружку, имеет минимальную термическую усадку. Температура плавления составляет 58° С.

Из Германии поставляется *воск для пропитки моделей*, который прост и удобен для работы. При этом модели, погруженные в воск,

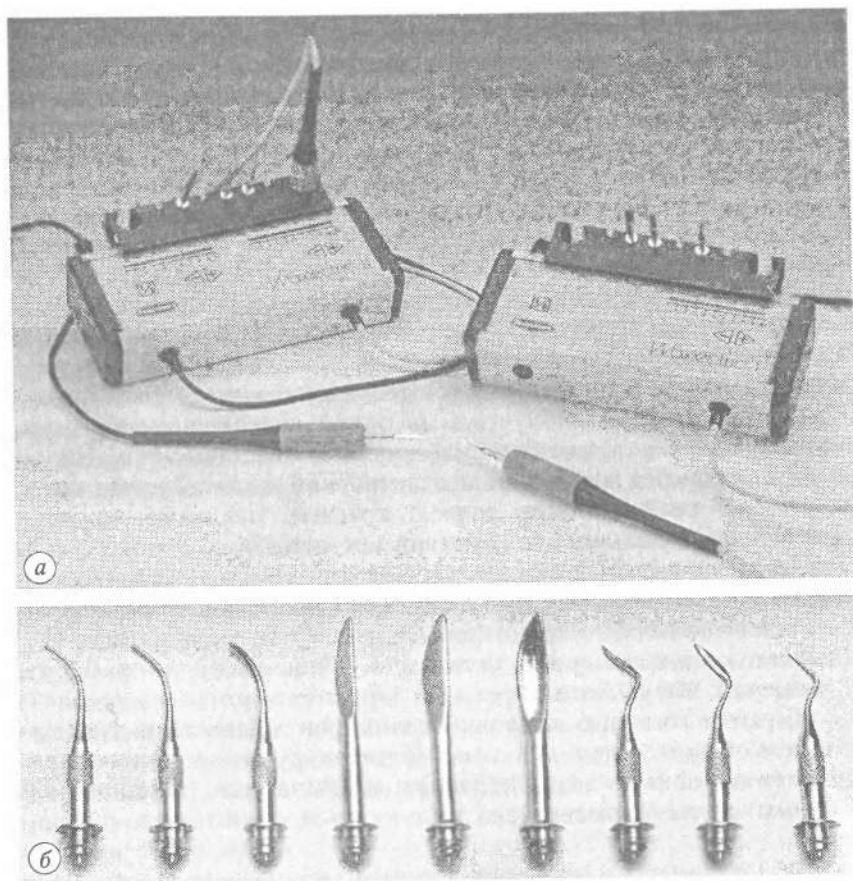


Рис. 45. Электрошпатели (а) для работы с воском и набор сменных головок (б) к ним

становятся твердыми, гладкими и обеспечивают хорошую адгезию поверхности с моделировочными материалами. Кроме того, производятся моделировочные материалы разного назначения.

— *Воск для коронок* синего цвета имеет среднюю степень твердости. Используется для моделирования коронок и мостовидных протезов. Поставляется в банках, а также в форме цилиндров для заполнения восконагревательного прибора *Церадин* (прибор емкостью 28 мл для погружения воска с регулятором бесступенчатого изменения температуры в диапазоне от 50 до 90° С).

— *Фрезерный воск* — твердый материал для моделирования коронок и мостовидных протезов. Хорошо поддается фрезерованию, обработке и хорошо сохраняет приданную форму.

— *Воск Цервикал* — специальный воск красного цвета без внутренних напряжений для выделения пришеечных краев при моделировании коронок. Поставляется в банках по 50 г, а также в форме цилиндров для заполнения восконагревательного прибора *Церадин* (см. выше).

Для увеличения механического сцепления облицовочного материала и металлического каркаса металлоакриловых и металлокерамических коронок и мостовидных протезов выпускается *ретенционный воск* («С» 460) (Чехия) в виде зерен размером 0,3–0,4–0,5–0,6 мм.

Существуют также восковые заготовки коронок (Германия), промежуточной части мостовидного протеза, заготовки промежуточной части мостовидного протеза из смеси восков и полимеров.

Предлагаются (Германия) разнообразные восковые композиции для моделирования несъемных зубных протезов:

- *Моделировочный воск голубой* предназначен для моделирования жевательных поверхностей и стенок коронок, а также промежуточной части мостовидного протеза. Он отличается своей поверхностной плотностью. Непрозрачная и интенсивная окраска этого воска делает его заметным на фоне модели. Температура застывания составляет 64° С.

- *Моделировочный воск зеленый* по качеству, физическим и рабочим характеристикам подобен голубому твердому воску, но мягче его. Применяется для моделирования коронок. Температура застывания равна 57° С.

- *Вторичный воск* был специально разработан в летнем и зимнем вариантах для моделирования внешней телескопической коронки, пазоплечевых замковых креплений. После застывания он плотно прилегает к металлу. Температура застывания «летнего» воска составляет 62° С, «зимнего» — 59° С.

- *Пришеечный воск* используется для работы в пришеечной части коронок, полукоронок, вкладок. Этот мягкий безусадочный воск наносится на пришеечную часть после окончательной моделировки с целью получения плотного прилегания края репродукции протеза к области шейки. Температура застывания равна 66° С.

- *Воск для фрезерных работ* служит для моделирования внутренних телескопических коронок. Пригоден для обработки специальными вращающимися инструментами и нагревательными инструментами (электрошпатель) благодаря своему составу, обеспечивающему постоянство стабильности и поверхностной плотности. Температура застывания равна 63° С.

- *Воск специальный синий* служит дополнением при использовании восковых заготовок («*ри-скабетс*») из данного типа воска



для моделирования каркасов несъемных протезов. Основными свойствами специального синего воска является хорошее формирование в нагретом состоянии и стабильность после застывания, а также формоустойчивость. Температура застывания составляет 64° С.

- *Кавиплан-воск* служит для мгновенного выравнивания шероховатостей на гипсовых культиях. Благодаря его высокой температуре плавления (120° С) после обычного изолирования возможно нанесение моделировочного воска, а также получение колпачков способом погружения или же при посредстве полимерных дисков. Надо отметить, что колпачок не соединяется в это время с воском.

- *Гнато-воск* в наборе четырех цветов (синий, красный, зеленый, желтый), обладает высокими текучестью и показателем твердости. При многократном нагревании воска не появляются изменения в кристаллической структуре, что гарантирует непрерывность работы с этим материалом. Даже при глубоком поперечном разрезе гнато-воск не проявляет никаких внутренних напряжений. Температура застывания составляет 64° С.

- *Гнато-воск А* (по Польцу) подобен предыдущему. Неорганическая окраска этого воска дает ему возможность в жидком состоянии казаться непрозрачным, что значительно облегчает целенаправленное нанесение воска и позволяет регулировать его толщину. Температура застывания равна 57° С.

- *Восковой набор К + Б* представляет собой воски для моделирования коронок и мостовидных протезов. Набор с пятью восковыми конусами представлен: моделировочным воском, пришеечным воском, кавиплан-воском, воском для вкладок и специальным (выравнивающим) воском.

- *Жемтужно-голубой воск, жемтужно-зеленый воск* по качеству соответствуют испытанному моделировочному голубому воску. Применение данного воска дает возможность точного дозирования нужного количества во время моделирования. Температура застывания равняется 64° С.

- *Погружной воск* в брусках желтого (особо мягкий), зеленого (мягкий) и темно-коричневого цвета (контрастирует с цветом модели) применяется для получения восковых колпачков способом погружения.

Благодаря этому воску гарантируется высокая точность литья. Через 30 с после погружения фрагмента модели воск приобретает высокую прочность, что исключает деформации. Температура при погружении составляет 85–90° С. При длительности погружения в 1 с можно получить восковой колпачок толщиной в 0,4 мм. Температура застывания около 74° С.

● *Эстетический воск-О* применяется для моделирования стекло-керамических протезов. Он обладает беззольностью, 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) и разной степени прозрачности.

● *Воск хамелеон* плотно прилегает у пришеечной части зуба на модели. Оптически (из-за его цвета, идентичного супергипсу) позволяет контролировать точность моделирования. По физическим свойствам подобен предыдущему воску. Для стеклокерамики непригоден. Поставляется в конусах пяти разных цветов (коричневого, зеленого, желтого, розового, серого). Температура застывания равна 51° С.

Готовые восковые изделия «*рп-скабетс*» (Германия) поставляются (см. рис. 44, д) в следующих формах и комплектации:

♦ *Цельнолитые коронки VGK* — оригинальный ассортимент 48 разных форм. В понятие «форма» включена восковая заготовка цельнолитой коронки одного из моляров или премоляров верхней или нижней челюсти, каждый из которых имеет 3 типоразмера (А, В, С).

♦ *Жевательные поверхности К* — оригинальный ассортимент 48 разных форм.

♦ *Жевательные поверхности в блоках KBL* — ассортимент 12 разных форм (3 типоразмера: А, В и С четырех моноблоков премоляров и моляров верхней и нижней челюстей).

♦ *Облицовки для металлопластмассовых протезов VKS* — оригинальный ассортимент 72 разных форм (3 типоразмера: А, В и С для зубов с 1-го по 6-й включительно для верхней и нижней челюстей).

♦ *Промежуточные гasti для вестибулярных облицовок GW* — оригинальный ассортимент 84 разных форм (3 типоразмера: А, В и С каждого зуба верхней и нижней челюсти).

♦ *Промежуточные гasti для металлокерамических протезов, циркулярные, МК-с* — оригинальный ассортимент 84 разных форм (3 типоразмера: А, В и С каждого зуба верхней и нижней челюсти).

♦ *Блоки для металлокерамических протезов, циркулярные, МК-BL-с* — ассортимент 18 разных форм (каждая форма представлена моноблоком премоляров и моляров верхней и нижней челюсти трех типоразмеров А, В и С).

♦ Блоки для металлокерамических протезов, полые циркулярные, МК-BL-cs — ассортимент 18 разных форм. Каждая форма представляет собой восковой моноблок — по 3 на верхней и нижней челюстях (премоляры и моляры правой стороны, премоляры и моляры левой стороны и группа резцов — 3 моноблока по 4 зуба) — трех типоразмеров А, В и С.

♦ Блоки для металлокерамических протезов с жевательной поверхностью, МК-BL-K — ассортимент 12 разных форм (каждая форма представлена моноблоком моляров и премоляров верхней и нижней челюстей трех типоразмеров — А, В и С).

♦ Блоки *ри-скабетс-ис* цвета беж — из эстетического воска с жевательной поверхностью моляров и премоляров верхней и нижней челюсти среднего типоразмера (рис. 46), обеспечивают контакты в положении центральной окклюзии при протезировании встречными мостовидными протезами.

♦ Скабетс МК-Варио — это уменьшенные на керамический слой восковые изделия, полученные по форме естественных зубов. Они экономят время на моделирование каркасов металлокерамических протезов, не имеют гирлянды, что увеличивает натуральность формы; находящиеся на губной или щечной поверхностях так называемые «вспомогательные стержни» упрощают точное соединение отдельных частей воском, а контактные вспомогательно-соединительные части дают возможность получения восковых каркасов без внутренних напряжений.

Кроме того, контактные вспомогательно-соединительные части у боковых зубов установлены мезиально и дистально таким образом, что их можно непосредственно соединить со стоящим рядом восковым колпачком. У мостовидного протеза значительной протяженности вспомогательно-соединительные части могут быть при необходимости укорочены.



Рис. 46. Восковые блоки-заготовки боковых зубов

Эти элементы сделаны достаточно тонкими и расположены очень близко к окклюзионной поверхности с целью сохранения промывного пространства мостовидного протеза. В зависимости от нагрузки и растяжения каркаса мостовидного протеза соединительные части могут быть усилены, а для группы передних зубов они дают возможность индивидуальной постановки при моделировании каркаса.

Щечные или же губные вспомогательные стержни облегчают фиксацию частей мостовидного протеза — они находятся на выпуклых частях, и по окончании процесса моделирования их можно легко удалить и сгладить. *Скабетс МК-Варио* предлагается в трех ассортиментах по 10 частей каждой формы: для передних зубов, для боковых зубов и *полые части скабетс МК-Варио*.

Для боковых зубов выпускаются полые части *Скабетс МК-Варио*, которые снижают расход металла до 45%. В то же время они легко заполняются керамической массой. После обжига грунта полые части заполняют соответствующим непрозрачным дентином и одновременно наносят его на промежуточные части, а после удаления жидкости салфеткой мостовидный протез осторожно снимают с модели. Затем делаются нарезки иглой в середине каждой поллой части так, чтобы керамическая масса при заключительном обжиге давала усадку в сторону металла.

Фирма «Ивоклар» (Лихтенштейн) выпускает фасонные детали из воска для моделирования каркасов мостовидных протезов, приводящие к снижению расхода металла до 40%. Такие заготовки поставляются вместе с фиксирующим воском красного цвета и моделировочным воском зеленого цвета двух типов:

а) заготовки для промежуточных частей (тел) металлополимерных или металлокерамических мостовидных протезов (18 форм);

б) заготовки для промежуточных частей (тел) металлокерамических мостовидных протезов (21 форма).

● *Воск моделировочный для вкладок Лавакс* выпускается в виде палочек ланцетовидной формы сине-зеленого цвета. Отличается минимальной усадкой и зольностью. Применяется для создания восковых моделей при протезировании несъемными конструкциями (пластмассовые, комбинированные коронки, облицовки, штифтовые зубы, полукоронки, вкладки). Размягчается при температуре +55°... 60° С. В интервале температур от +43° до +48° С он пластичен и хорошо формуется. При температуре +37° С воск остается сравнительно твердым. При сгорании он не оставляет сухого остатка.

● *Церин* (Чехия) — синтетический воск для моделирования вкладок прямым и непрямым методами (в полости рта и в зуботехни-

ческой лаборатории на гипсовой модели). Воск выполнен в виде палочек ланцетовидной формы.

Материал обладает объемной стабильностью и оптимальным интервалом затвердевания, необходимым для работы в кабинете или лаборатории.

Пластичное состояние наступает при температуре 45° С, поэтому минимальные изменения при температуре полости рта 37° С являются основной предпосылкой успешной работы даже в полости рта.

- *Воск для вкладок* разработан в Германии в двух вариантах — «летнем» и «зимнем». Он пригоден для моделирования различного типа вкладок, полукоронки. Особые свойства этого воска состоят в том, что он во время отверждения плотно прилегает к краям полости под вкладку. «Зимний» воск немного мягче «летнего» и обладает большей текучестью и моделировочными свойствами. Температура застывания «летнего» воска составляет 57° С, «зимнего» — 55° С.

## 8.2.4. Воски профильные

- *Воски профильные* выпускаются под названием *Восколит-1*, *Восколит-2* и применяются для создания литниково-питающей системы при литье металлических деталей зубных протезов. *Восколит* легко соединяется с восковыми моделями, образуя прочное соединение, не вступая в реакцию со связующими и огнеупорными массами. Выплавляется и сгорает без остатка при нахождении в муфельной печи, где в течение 1 ч производится медленный подъем температуры от 60 до 200° С.

- *Воск профильный стоматологический* предназначен для моделирования дуговых (бюгельных) протезов и создания литниково-питающей системы при отливке металлических деталей зубных протезов. Он представляет собой набор различных по конфигурации в сечении палочек воска синего или красного цвета.

При моделировании каркасов дуговых (бюгельных) протезов восковые профили под действием температуры пальцев рук становятся пластичными. При создании литниковой системы восковой профиль легко соединяется с восковыми моделями, образуя прочный контакт, не вступает в реакцию со связующими и огнеупорными массами, выплавляется и сгорает без остатка (зольность воска не более 0,05%) в муфельной печи.

Комплект содержит 14 размеров восковых профилей: круглые профили диаметром 1, 1,5, 2, 3 и 4 мм; профили для моделирования кламмеров размером 1,5 × 1 мм, 2,5 × 1 мм, 3 × 1,8 мм; профи-

ли для моделирования дуги на нижней челюсти размером  $4 \times 1,5$  мм и  $5 \times 1,5$  мм; профиль для моделирования на верхней челюсти дуги размером  $6 \times 1,5$  мм; профили для вспомогательных целей размерами  $3,3 \times 1,7$  мм;  $5,6 \times 1,5$  мм и  $7 \times 1,5$  мм.

● *Восковые профильные стержни* (Германия) зеленого цвета длиной 17 см легко фиксируются и имеют хорошее сцепление с моделью, полностью сгорают и используются для литья различных конструкций зубных протезов. Выпускаются в виде:

- проволоки диаметром 0,8–1,0 мм;
- литейных штифтов диаметром 1,6 и 2,6 мм;
- вспомогательных литейных штифтов диаметром 1,35 мм;
- дуги для нижней челюсти, сечением  $1,6 \times 4,0$  мм,  $2,0 \times 4,0$  мм

и  $1,4 \times 3,0$  мм.

● *Восковые профили* (Германия) зеленого цвета длиной 170 мм поставляются в наборе, состоящем из воскового профиля в виде проволоки весом 6 г при диаметре 0,8 мм, вспомогательных литейных штифтов диаметром 1,35 мм; дуги нижней челюсти — сечением  $2,0 \times 4,0$  мм; профиля для многосвязного кламмера — сечением  $1,15 \times 1,75$  мм и восковых профилей сечением  $2,0 \times 6,5$  мм — для верхней челюсти.

● *Восковая проволока для литейных каналов* (Германия) позволяет значительно экономить время при ее использовании. Поставляется в виде катушек в следующем ассортименте: диаметр 2,5 мм и длина 50 м; диаметр 3,0 мм и длина 36 м; диаметр 3,5 мм и длина 28 м; диаметр 4,0 мм и длина 21 м; диаметр 5,0 мм и длина 17 м.

● *Восковые профили «Клиническая упаковка К»* (Германия) предлагаются в многочисленных формах: круглая, полукруглая, дуга нижней челюсти, дуга верхней челюсти, ограничитель для использования при технологии дуговых (бюгельных) протезов.

● *Набор восковых профилей* (Германия) составлен из приведенных выше и включает в себя полукруглую ( $1,8 \times 0,9$  мм;  $2,0 \times 1,0$  мм;  $3,5 \times 1,7$  мм;  $4,0 \times 1,5$  мм) и круглую (диаметром 0,8 мм, 1,2 мм, 1,5 мм, 2,0 мм) проволоку; дугу нижней челюсти ( $4,0 \times 1,7$  мм), а также восковые шарики разных размеров.

● *Соединительный воск* (Германия) для модельного литья в форме конуса, темно-зеленого цвета. Необходим для соединения восковых профилей, кламмеров, при подготовке к литью. Хорошо фиксируется на огнеупорной массе, легко наносится, поддается скоблению. Благодаря полупрозрачности воска на модели можно видеть намеченные контуры конструкции протеза. Температура твердения составляет  $54^\circ \text{C}$ .

■ *Блокировочный воск для модельного литья розовый* (Германия) используется для заполнения поднутрений. Воск непрозрачен, по-

этому можно различить контуры только в жидком и пластичном состоянии. Он хорошо наносится, липкий, поддается скоблению. Температура застывания равняется 58° С.

- *Восковая проволока* (Германия) поставляется на катушках диаметром от 2,0 мм до 6,0 мм двух цветов (синего и зеленого) для подготовки к литью тех или иных элементов протеза.

- *Литниковые каналы* (Германия) высотой 15 и 20 мм и диаметром 4 и 5 мм способствуют правильному расположению детали относительно коллектора. Благодаря закругленной форме литников не образуется острых краев в литевой форме, вследствие чего предотвращается попадание огнеупорной массы в металл. Поперечная балка литникового канала имеет достаточную размерность для предотвращения пор в металле. Его стабильная форма (прямые или прямые длинные, согнутые или согнутые длинные) предотвращает непреднамеренную деформацию воскового каркаса мостовидного протеза при снятии его с модели.

- *Восковые палочки голубые* (Германия) предназначены для литников и поперечной балки. Последняя облегчает перенос литниковых объектов с модели и предотвращает непреднамеренную деформацию. Выпускаются диаметром от 3,0 до 5,5 мм.

- *Пластичная восковая проволока* восьми сечений диаметром 1,5; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5; 4,0; 4,5; 5,0 мм выпускается в Чехии. Имеет гладкую поверхность и позволяет вручную придавать ей любую форму.

- *Восковая проволока бесцветная сверхмягкая* (Германия) применяется для окантовки функционально оформленных краев на оттисках перед получением гипсовой модели. Обладает очень хорошим прилипанием к оттисковым материалам. Поставляется диаметром 3 мм на катушках.

Из Германии поставляется воск для создания литников в виде проволоки диаметром 0,6; 1,2; 2,0; 2,5; 3,0; 3,5; 4,0 и 5,0 мм.

### **8.2.5. Воски липкие**

- *Воск липкий* выпускается в виде цилиндрических стержней длиной 82 мм и диаметром 8,5 мм, коричневого цвета. Липкий воск должен иметь темный цвет, чтобы он легко выделялся на светлых гипсовых материалах. Состоит из канифоли (70%), пчелиного воска (25%) и воска монтана черного (5%). Обладает хорошей адгезией к металлу и необходимой прочностью, имеет удобную для применения форму (палочки). Температура плавления воска равна 65–75° С. При сгорании он не дает золы.

- *Тенил* — липкий воск (Чехия) для соединения элементов конструкций зубных протезов. Состав данного воска обеспечивает хорошее соединение с гипсом, металлами и пластмассами. При высоких температурах сгорает без остатка (беззольный воск).
- *Липкий воск К + Б* (Германия) применяется для склеивания металлических частей протезов, подготовленных к паянию. Благодаря его хрупким свойствам в охлажденном состоянии исключается смещение отдельных частей (коробление). Температура застывания равна 77° С.
- *Липкий воск Р* (Германия) — универсальный липкий материал в конусах для частичных съемных протезов. Благодаря адгезивному сцеплению он пригоден для склеивания пластмассовых зубов в гипсовом ложе, дает хорошее соединение с базисными пластинками и окклюзионными валиками. Температура застывания равна 81° С.



# ФОРМОВОЧНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Технологической стадией, предваряющей литье металлических сплавов, является формовка.

♦ *Формовка* — это процесс получения формы для литья металлов, а формовочная масса служит материалом для этой формы.

Основными компонентами формовочных масс являются огнеупорный мелкодисперсный порошок и связующие вещества.

Формовочные материалы должны обладать следующими свойствами:

- обеспечивать точность литья, в том числе четкую поверхность отлитого изделия;
- легко отделяться от отливки, не «пригорая» к ней;
- затвердевать в пределах 7–10 мин;
- создавать газопроницаемую оболочку для поглощения газов, образующихся при литье сплава металлов;
- достаточным для компенсации усадки затвердевающего металла коэффициентом термического расширения.

В создании расширяющейся литейной формы играют роль четыре механизма:

1) *расширение при твердении формовочной массы*. Возникает как результат обычного роста кристаллов. Расширение, вероятно, увеличивают частицы окиси кремния в формовочной массе, которые препятствуют формированию кристаллической структуры гипсовых формовочных материалов, вызывая их расширение кнаружи. Этот тип расширения в обычных условиях, как правило, составляет около 0,4%, но расширение частично ограничено металлическим кольцом опоки;

2) *гигроскопическое расширение*. Его можно использовать для увеличения обычного расширения. Формовочной массе дают отвердеть в присутствии воды, вызывая дополнительное расширение. Предполагается, что вода, в которую погружается формовочная масса, замещает воду, занятую в процессе гидратации. Это удерживает пространство между растущими кристаллами, позволяя им непрерывно расширяться наружу вместо их ограничения. Это расширение варьирует от 1,2 до 2,2%, и его можно контролировать

добавлением определенного количества воды к твердеющей формовочной массе;

3) *расширение восковой модели*. Возникает в жидкой формовочной массе, когда воск нагревается до температуры, при которой он моделировался. Тепло может выделяться от химической реакции в формовочной массе или от водяной бани, куда погружено кольцо. Расширение восковой модели при нахождении формы в воде меньше, чем в случае застывания формовочной массы на воздухе;

4) *термическое расширение*. Расширение формовочной массы возникает при нагревании ее в муфельной печи. Нагревание формы помогает также убрать восковую модель и избежать застывания сплава до полного заполнения формы. Метод высокотемпературного выжигания в первую очередь основывается на термическом расширении формы. Формовочной массе вокруг восковой модели дают затвердеть на воздухе при комнатной температуре, а затем нагревают приблизительно до  $650^{\circ}\text{C}$ . При этой температуре формовочная масса и металлическое кольцо опоки расширяются достаточно, чтобы компенсировать усадку золотого сплава.

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, выступающая в качестве наполнителя, придает массе необходимую величину усадочной деформации и теплоустойчивость. Приготовление формовочной массы сопровождается увеличением объема, что используется для компенсации усадки отливки. Так, например, усадка золотых сплавов, которая составляет 1,25–1,3% объема, полностью компенсируется расширением формовочного материала.

В качестве регуляторов скорости затвердевания и коэффициента температурного расширения в смесь добавляется 2–3% хлорида натрия или борной кислоты. Замешивается масса на воде при температуре  $18\text{--}20^{\circ}\text{C}$ . Номинальная температура разогревания формы подобного состава до заливки металла составляет  $700\text{--}750^{\circ}\text{C}$ . Эти формы из-за разрушения гипса непригодны для получения отливок из нержавеющей стали, температура плавления которой равна  $1200\text{--}1600^{\circ}\text{C}$ , а потому их применяют для литья изделий из сплавов золота.

Типичным представителем материалов данной группы является *Силаур*, который предназначен для получения форм при литье мелких золотых конструкций (вкладок, искусственных зубов, кламмеров, дуг и пр.). Выпускается в виде тонкоизмельченной смеси гипса и диоксида кремния (кремнезема) в соотношении 3 : 1. Замеши-

вание проводят с водой, время схватывания составляет 10–30 мин. Для отливки деталей повышенной точности применяют массу *Силаур-3Б*, для получения более крупных деталей — *Силаур-9*.

Подобные свойства и назначение имеет *СМ-10 Кристобалит* производства Швейцарии и др.

В качестве примера гипсовых формовочных материалов следует отметить продукцию Чехии.

- *Глория специаль* — формовочная масса на основе кварца и твердого гипса предназначена для литья сплавов металлов, точка плавления которых не превышает  $1000^{\circ}\text{C}$ . Материал имеет очень тонкую зернистость. В качестве жидкости затворения используется вода. Продолжительность затвердевания составляет 20 мин. Кювету следует нагревать до температуры  $700^{\circ}\text{C}$ . При длительных температурах выше  $800^{\circ}\text{C}$  возникает опасность изменения микрокристаллической структуры формовочной массы, а тем самым — искажения формы.

- *Экспадепта* — формовочная масса с высокими техническими параметрами для сплавов на основе благородных металлов. Смешанная с водой, превращается в течение 15 мин в твердую массу, которую можно уже спустя 1 ч постепенно нагревать. Состав предусмотрен с таким расчетом, чтобы в критическом температурном интервале между  $200$ – $300^{\circ}\text{C}$  не произошло внезапного изменения объема, что гарантирует компактность формы. Литье отличается высокой точностью.

Материалу присущи следующие физико-механические свойства: продолжительность затвердевания 15 мин, продолжительность полного затвердевания 1–2 ч, прочность при сжатии за сутки — 6 МПа, расширение при затвердевании — 0,6 линейных %, расширение при нагреве до  $300^{\circ}\text{C}$  — 2,1 линейных %.

**Фосфатные формовочные материалы** состоят из порошка (цинк-фосфатный цемент, кварц молотый, кристобалит, окись магния, гидрат окиси алюминия и др.) и жидкости (фосфорная кислота, окись магния, вода, гидрат окиси алюминия).

Эти материалы компенсируют усадку при охлаждении нержавеющей сталей, которые имеют температурный коэффициент объемного расширения примерно  $0,027^{\circ}\text{C}^{-1}$ . Усадка золотых сплавов составляет примерно 1,25%, и эту усадку компенсирует гипсовая форма. Схватывание фосфатных форм в зависимости от состава продолжается 10–15 мин.

*Силикан* (Чехия) — универсальная формовочная масса на основе фосфатного вяжущего материала, кварца и кристобалита, применяется для литья высокоплавких (хромокобальтовых) сплавов. Для улучшения качества приготовления массы целесообразно использование вибратора.

*Силикан-Ф* — фосфатная формовочная масса, содержит самые чистые сорта кварца и жаростойкого вяжущего материала. Зернистость формовочной массы выбрана с таким расчетом, чтобы продолжительность затвердевания, прочность формы после обжига и изменения объема были оптимальными для технологии протезов из высокоплавких сплавов.

Для замешивания *Силикана* можно использовать воду (соотношение 1 : 1), но для предотвращения возможной деформации формы в этом случае необходимо применить бумажную манжету. Наиболее целесообразным для замешивания является использование золь-кремниевой кислоты (жидкость *Силисан*), так как литейная форма в этом случае компенсирует температурные изменения сплава.

Применение золя способствует также повышению прочности формы, что сказывается в повышенной устойчивости формы при нагревании. За 6–8 мин смесь застывает в твердую массу прочностью до 20 МПа.

Безуглеродистую тонкозернистую фосфатную формовочную массу *Уолдвест* (США), расфасованную в упаковки по 60 и 100 г в комплекте со специальной жидкостью, применяют для безопорочного литья сплавов металлов. При отливке каркасов протезов в металлической опоке следует использовать специальную бумажную прокладку (манжету).

*Пауэр Кэст* — это тонкозернистый, свободный от углерода формовочный материал, обеспечивающий быстрое выгорание и создающий безопорным методом литевую форму, не имеющую трещин. Он выдерживает быстрый подъем температуры, легко разбивается, позволяет получить точные отливки с высокой чистотой поверхности, очистка и обработка которой требует минимальных затрат времени.

Жидкость для замешивания придает форме высокий коэффициент расширения, необходимый для литья неблагородных сплавов. При использовании других сплавов жидкость может быть разбавлена. Оптимальная концентрация жидкости для безопорного метода должна составлять не более 80%.

*Пауэр Кэст Ринглесс Систем* — комплект материалов, обеспечивающий полностью способ бескольцевого литья. Кроме порошка и жидкости, в комплект входят кольца четырех размеров специальной конструкции для быстрого удаления матрицы. Наличие прочных и многократно используемых прозрачных пластиковых колец обеспечивает максимальное расширение отливки и исключает необходимость применения гильзы кольца. Резервуары, образованные у литникового канала, предупреждают появление пор. Усилены и сделаны более долговечными основания направляющих шаблонов.

При использовании металлической опоки внутри нее помещают керамическую или бумажную прокладку (манжету), не доходящую до краев на 6 мм. Прокладку закрепляют мягкой восковой проволокой. Опоку с прокладкой устанавливают в воду на 1 мин, а затем ее хорошо встряхивают (для получения дополнительного расширения опоку можно погрузить в *Смутекс* — специальную жидкость, которая обеспечивает дополнительное расширение материала). Для замешивания требуется использование следующих инструментов и оборудования: смеситель *Вакумиксер*, шпатель, мерный стакан, пластиковая опока и литниковая чаша, формовочный материал и жидкость для его замешивания.

Рекомендуемые соотношения порошка и жидкости: 60 г/14 мл; 90 г/21 мл; 100 г/23 мл. В емкость для замешивания необходимо налить отмеренное количество жидкости, добавить в нее порошок и в течение 20 с проводить ручное перемешивание.

Затем на 90 с перейти на механическое смешивание в условиях вакуума с низкой скоростью (350–450 об/мин). При этом вакуумный вибратор включается на 2–3 с, после чего смесь остается в вакууме, но без вибрации еще 5–10 с.

Для формования необходимо залить неподвижную опоку приготовленной смесью при низкой скорости вибрации. При этом следует соблюдать осторожность, чтобы не допустить захвата воздушных пузырьков формовочной массой около восковой модели. При заполнении опоки приготовленная смесь должна перекрывать восковую модель, как минимум, на 6 мм. Смесь затвердевает в течение 45 мин. При использовании металлической опоки перед помещением формы в муфельную печь надо удалить основание литникового конуса, небольшую часть слоя с верхнего основания формы, а затем ополоснуть форму водой.

Для быстрого выгорания воска *Пауэр Кэст* опоку можно сразу поместить в горячую печь при температуре 700–800° С, затем поднять температуру до конечной величины и выдержать литьевую форму в печи в течение 40 мин. Экономия времени при таком способе составляет приблизительно 80 мин.

Если предписана более высокая температура, то литьевую форму следует поместить в печь при температуре 430° С, после чего произвести подъем температуры до нужной величины.

Форму можно поместить также в холодную печь для двухступенчатого прокаливания. Скорость подъема температуры от комнатной до 430° С составляет 8° С/мин. При температуре 430° С форму нужно выдержать 30 мин, а затем повысить температуру до максимальной величины со скоростью нагрева 14° С/мин и выдерживать еще 30 мин.

Литье сплава проводится с помощью кислородно-пропановой горелки или на индукционной машине в соответствии с инструкциями изготовителей.

При использовании центрифужной литейной машины число полагаемых циклов составляет 1–2 для отливки коронок и мостовидных протезов из золотого сплава, 2–3 — для золотых каркасов комбинированных мостовидных протезов, 3 — для высокопалладиевых и неблагородных сплавов.

Для удаления формовочного материала необходимо его разбить и освободить металлический каркас для последующей пескоструйной очистки оксидом алюминия (50–60 мкм) или в ультразвуковом очистителе.

*Вест-Джи* (Япония) — фосфатный паковочный материал применяется для любых сплавов. Уменьшенная прочность этого материала после литья обеспечивает легкое удаление отливки из формы. Расширение массы может быть увеличено до 3,26% за счет изменения количества жидкости при замешивании.

*Фудживест* и *Фудживест Супер* (Япония) — не содержащий углерод фосфатный формовочный материал. Эти материалы специально разработаны для литья из всех видов сплавов. *Фудживест* может быть помещен прямо в нагретую печь при конечной температуре  $800 \pm 50^\circ \text{C}$ , что обеспечивает экономию времени до двух часов. Такой быстрый прогрев формы не оказывает влияния на расширение и качество поверхности материала. Стандартные методы прогрева также могут быть использованы при работе с этим материалом.

*Альфакаст № 2* (рис. 47) — фосфатно-силикатная точная паковочная масса для литья золота. Состоит из порошка и жидкости. Металлические каркасы легко освобождаются от нее.

*Керамикор* (Швейцария) — масса (порошок и жидкость) на основе фосфата, может быть использована для литья любых сплавов металлов.



Рис. 47. Наборы фосфатных формовочных материалов *Альфакаст Варио* (а), *Альфакаст МР* (б) и *Альфакаст № 2* (в) (Германия)

**Силикатные формовочные материалы** почти повсеместно вытеснены фосфатными материалами. Они отличаются высокой термостойкостью и прочностью. Их внедрение вызвано применением КХС и 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 гидролизуетсся 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 применяются кварц, маршаллит, корунд, кристобалит и другие вещества.

Силикатные формовочные массы отличаются большим коэффициентом термического расширения. Для обеспечения точности литья 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 равняется 10–30 мин.

**Формолит** служит для отливки зубов и деталей протезов из нержавеющей стали. Представляет собой набор материалов — молотого пылевидного кварца, предназначенного для получения огнеупорных покрытий (оболочек) на восковых моделях, песка формовочного и борной кислоты, используемых как наполнитель.

**Аурит** — масса формовочная огнеупорная для литья из сплавов золота, обладает необходимой прочностью и чистотой поверхности. Представляет собой смесь кристобалита с техническим гипсом. Термическое расширение при  $700^\circ\text{C}$  составляет не менее 0,8%. Массу замешивают на воде в соотношении 100 г порошка и 35–40 мл воды. Для более качественного смешения рекомендуется проводить эту операцию на вибростоліке. Время схватывания обмазки равно 10–15 мин.

Смесь формовочная **Сиолит** предназначена для получения огнеупорной литейной формы при литье каркасов съемных и несъемных протезов из высокотемпературных сплавов. **Сиолит** состоит из порошка и жидкости. Порошок представляет собой смесь кварцевого песка, фосфатов и периклаза. Жидкостью является силиказоль. Характеризуется высокими компенсационными и прочностными свойствами.

Порошок замешивается с жидкостью в соотношении 100 : 18–20. Замешивание смеси проводится в резиновой чашке на вибростоліке в течение 30–40 с. Затем на вибростоліке устанавли-

вают металлическую опоку с восковой заготовкой и проводят за-  
полнение опоки формовочной смесью.

Затвердевание начинается через 10–15 мин и заканчивается че-  
рез 30 мин после замешивания. Через 2 ч керамическая форма  
устанавливается в холодную муфельную печь. В интервале от 20  
до 400° С и от 600 до 800° С подъем температуры можно прово-  
дить с любой скоростью (от 30 до 60 мин). В интервале от 400  
до 600° С скорость нагрева должна быть не менее 1 ч. При конеч-  
ной температуре 800° С литейную форму необходимо выдержать  
40–60 мин. Затем проводится литье металла в готовую форму,  
а через 1 ч после этого готовая деталь извлекается из опоки.

Известна также паковочная масса *Вирвест*. Она поставляется  
в двух вариантах: для замешивания с использованием воды (твер-  
дость 140 Н/мм<sup>2</sup>) или с использованием прилагаемой к ней жидко-  
сти (твердость 180 Н/мм<sup>2</sup>). Более твердой (190 Н/мм<sup>2</sup>) является  
масса *Вирплюс*. Применяется также наполненная графитом фор-  
мовочная масса *Бегостал* (Германия) (расширение 2,45%), пред-  
назначенная для литья сплавов благородных металлов, а кроме  
того, замешиваемые на дистиллированной воде *Ауровест Софт*  
и *Дегувест Софт* (расширение – 2,15%) и безграфитная *Ауро-  
вест Б* (расширение – 2,45%).

*Дегувест HFG* — фосфатосодержащая точная формовочная мас-  
са (Германия) для литья из благородных сплавов. Разводится спе-  
циальной жидкостью, от концентрации которой зависит степень  
расширения. Благодаря редуцирующим добавкам образуется глад-  
кая поверхность отливки. Соотношение порошка и жидкости при  
замешивании составляет 100:14. Время схватывания равно  
12 мин, общее расширение колеблется от 1,2 до 2,0%. Две послед-  
ние массы предназначены для литья каркасов металлокерамиче-  
ских протезов из благородных сплавов металлов.

Формовочная масса *Сегакэст* является фосфатной и может  
применяться со всеми сплавами. За счет изменения концентрации  
жидкости для замешивания можно регулировать расширение мате-  
риала.

В технологии ряда протезов, в частности дуговых (бюгельных),  
обязательным является получение огнеупорных моделей челюстей  
в специально подготовленных формах, для создания которых при-  
меняют массы, традиционно называемые **«материалами для  
дублирования гипсовых моделей челюстей»**, что дает все осно-  
вания отнести их к группе рассматриваемых в данном разделе фор-  
мовочных материалов. Среди материалов для дублирования гипсо-  
вых моделей челюстей следует назвать термопластические гидро-  
коллоидные массы многократного использования и специальные  
силиконовые материалы.



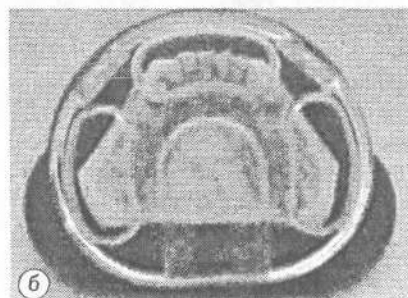
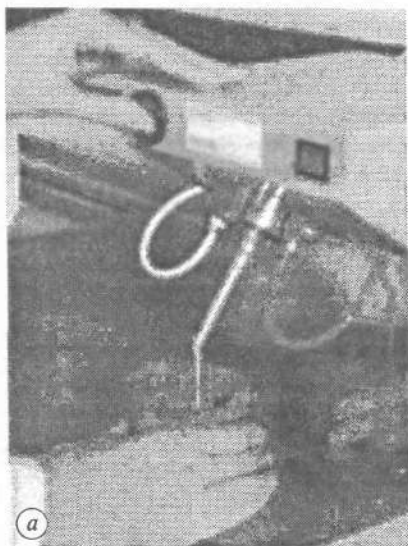


Рис. 48. Дублирование  
гипсовой модели челюсти.  
Пояснения в тексте

При применении *термопластических гидроколлоидных масс* многократного использования на основе агар-агара, содержащего 70% воды и клейкого желатина с добавками глицерина и минеральных веществ, необходимо кусочки мелко нарезанного резиноподобного геля расплавить при температуре, рекомендованной производителем (как правило, при  $95^{\circ}\text{C}$ ), при постоянном помешивании. Эта манипуляция может быть выполнена с использованием закрытых электрических аппаратов из нержавеющей стали с механическим смесителем и регулируемой с помощью термостата температурой или в эмалированной посуде и ручного перемешивания дублирующего геля на водяной бане. Следует отметить, что при втором способе дублирующий гель из-за потери воды начинает немедленно давать усадку, как только гипсовая модель челюсти будет извлечена из кюветы. Более того, усадка дублирующих гелей наступает при охлаждении кюветы с дублирующей жидкой массой от 50 до  $8-10^{\circ}\text{C}$

в проточной водопроводной воде или в специальном аппарате.

Гипсовую модель челюсти, подготовленную к дублированию, размещают в центре высокопрочного резинового основания кюветы, укрепляя липким воском или пластилиноподобной пастой, что придает равномерность толщине дублирующей массы вокруг модели. После фиксации модели над ней устанавливается алюминиевый или полимерный корпус кюветы.

Перед заполнением кюветы дублирующим гелем проводится обязательная проверка его температуры (рабочая температура геля, при которой он сохраняет свою текучесть и не деформирует восковой изоляции на гипсовой модели челюсти, составляет

48–52 °C). Заполнение кюветы (ручное или через жиклер смесителя) (рис. 48, а) проводят на вибростоліке через одно из трех отверстий (рис. 48, б) в ее верхней части таким образом, чтобы струя массы не попадала на восковые детали гипсовой модели. При этом медленно поднимающаяся масса вытесняет воздух и равномерно охватывает все элементы модели челюсти.

Охлаждение заполненной кюветы проводят последовательно:

- *на воздухе* (при комнатной температуре) в течение 20–30 мин или времени, рекомендованного производителем. Это время выдержки очень важно, чтобы имело место направленное на модель застывание, поскольку быстрое охлаждение наружных слоев геля вызывает перепад температурного состояния на поверхности и внутри, что приводит к его *отслоению* от гипсовой модели челюсти *из-за усадки*. Поэтому корпус кюветы должен быть из материала с низкой теплопроводностью, например из полимера;

- *в проточной воде* (температура 8–10 °C) в течение последующих 30–45 мин. При этом водой омываются нижние две трети высоты кюветы, что приводит к загустеванию и затвердению массы на основании кюветы в области гипсовой модели челюсти. Этим уменьшается усадка гидроколлоидной формы.

Извлечение гипсовой модели челюсти из дублирующей термопластической гидроколлоидной массы проводят после отделения от кюветы его основания. После этого:

- из кюветы выводят дублирующую массу с гипсовой моделью челюсти;

- модель осторожно извлекается из дублирующей массы. В том случае, если невозможно извлечь гипсовую модель челюсти без нарушения целостности гидроколлоидной формы, выполняют следующее: острым скальпелем, ориентированным перпендикулярно граням цоколя, срезают полосу геля высотой 3–5 мм по периметру основания цоколя модели челюсти. Освобождение части основания цоколя гипсовой модели будет способствовать выведению гипсовой модели челюсти из дублирующей массы;

- гелевая форма, освобожденная от гипсовой модели челюсти, помещается обратно в кювету. Специально предусмотренные выступы на крышке кюветы удерживают форму от вращения и упрощают ее возврат в кювету. При литье каркасов протезов *сквозь цоколь модели* пустотелый конус должен быть заранее помещен в дублирующий гель, при этом цилиндрическая часть конуса смазывается вазелином для того, чтобы облегчить его последующее извлечение.

Использование того или иного дублирующего материала влияет и на выбор материала для огнеупорной модели. Так, при использовании термопластических гидроколлоидных масс на основе

агар-агара рекомендуется получать огнеупорную модель из материалов с минимальным временем схватывания, чтобы вода из дублирующей массы не успела вступить в реакцию с огнеупорным материалом. Эти огнеупорные модели в последующем высушиваются в сушильном шкафу при температуре 250 °С в течение 60 мин, а затем погружаются для закрепления на несколько секунд в емкость со специальной отверждающей жидкостью и снова помещаются в сушильный шкаф или в муфельную печь на 10 мин.

Такие недостатки дублирующих гелей, как усадка, отсутствие прочности в момент выведения модели из кюветы, что особенно проявляется при ее некачественной подготовке к дублированию, а также наличие воды в составе геля, которая может привести к изменению размеров огнеупорной модели челюсти, полностью исключены при применении силиконовых материалов.

При использовании *текущих силиконовых материалов* нет необходимости в предварительном замачивании гипсовой модели, а компоненты материалов (порошок и жидкость; основная и катализаторная пасты) замешиваются в определенной объемно-весовой пропорции, в строгом соответствии с рекомендациями производителя, в специальных дозирующих смесителях (рис. 49) без доступа воздуха или ручным способом.

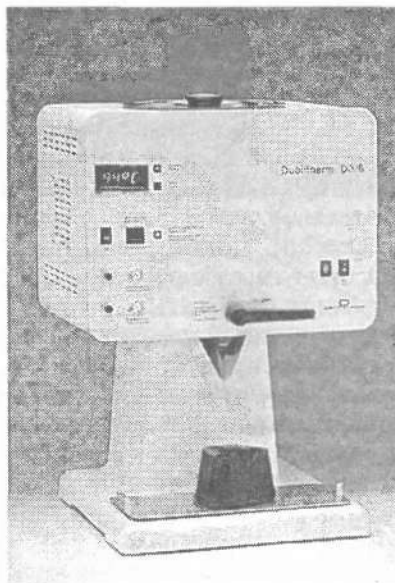


Рис. 49. Дозирующий смеситель силиконовой дублирующей массы

Заполнение кюветы *силиконовыми массами* для дублирования проводят непосредственно после тщательного смешивания компонентов. При этом, если нарезать использованный силикон и обложить им цоколь гипсовой модели в кювете перед дублированием, возможна экономия (до 25%) массы. Экономия возможна также при использовании специального дозирующего аппарата для силиконовых материалов. Он позволяет точно определять количество и равномерно замешивать компоненты силикона без доступа воздуха.

Процесс твердения силиконового материала в кювете целесообразно проводить в специальном аппарате с конт-

ролируемым давлением. Так, например, в аппарате *Виропресс* (рис. 50) отверждение силикона происходит за 35–40 мин при давлении 4 бара, т. е. 4 атм.

Извлечение гипсовой модели челюсти из силиконовой дублирующей формы проводят с помощью сжатого воздуха, после чего поверхность силиконовой дублирующей формы покрывается специальной жидкостью (например, *Аурофильм*) для устранения водоотталкивающего эффекта силиконовой поверхности и тщательно высушивается сжатым воздухом.

Для получения огнеупорной модели применяют материалы на основе фосфатной связки, кварцевая составляющая которых достигает 70%.

В последующем огнеупорная модель, полученная в силиконовой форме, высушивается при температуре 70 °С в течение 5–10 мин в сушильном шкафу или в муфельной печи. Затем на всю поверхность модели челюсти наносится специальная жидкость, которая обеспечивает прочную адгезию восковой репродукции протеза к поверхности модели.

В качестве примера силиконового материала для получения форм по гипсовым моделям челюстей для их дублирования огнеупорными массами следует назвать *Бисико Дубль*, выпускаемый в двух флаконах, содержащих жидкую пасту синего и белого цветов. При замешивании в течение 1 мин материал приобретает голубой цвет. Рабочее время, включая продолжительность замешивания, составляет 5 мин, а затвердевание длится 30 мин. Линейная усадка материала составляет 0,1%, твердость — около 22 Shore A (ISO 4823, тип 3).

Следует указать на наличие еще одного материала, который широко применяется в зуботехническом производстве. Им является *Мольдин* — плотная однородная пластичная масса, в состав которой входят каолин, глицерин, гидрат окиси натрия (или калия). Материал применяют при штамповке коронок в аппарате *Паркера*.

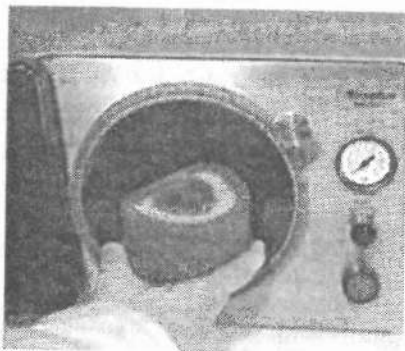


Рис. 50. Аппарат для твердения силиконовой массы под давлением

# МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ХИМИЧЕСКОЙ ОБРАБОТКИ СПЛАВОВ МЕТАЛЛОВ И СОЕДИНЕНИЯ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ДЕТАЛЕЙ ПРОТЕЗОВ

Термической обработке (см. с. 70), которая неизбежна при использовании различных металлов и сплавов, сопутствует образование под воздействием кислорода воздуха окалины (окисной пленки) на поверхности металла. Удаление окалины с поверхности металла проводят химическим путем. Для этого применяют растворы минеральных кислот (соляной, азотной, серной) различной концентрации или их смеси.

♦ Вещества, служащие для растворения окалины, называют *отбелами*, а сам процесс удаления окалины — *отбеливанием*.

Отбелы подбирают с таким расчетом, чтобы они, растворяя окалину, как можно меньше действовали на металл.

В технологии отбеливания используются два варианта:

1) ручное (с помощью инструментов) погружение отбеливаемого металла в емкость с отбелом;

2) электролитическое.

Растворы, применяемые для снятия окалины, имеют различный состав (см. табл. 105).

Отбел оказывает химическое воздействие не только на слой окалины, растворяя его, но и на металл. Поэтому процедура снятия окалины предполагает следующее: в подогретый до кипения отбел зубной техник помещает на 0,5–1 мин протез и сразу же промывает его водой для удаления остатков отбела. Следует помнить, что при приготовлении раствора отбела в воду наливают кислоту, а не наоборот.

Электроотбеливание предполагает очистку поверхности металлического каркаса от окалины и остатков огнеупорной массы электролитическим способом. Этому процессу предшествует грубая механическая очистка каркаса протеза с помощью вращающейся металлической щетки или в пескоструйном аппарате (см. табл. 103, 104).

После этого отливку помещают в специальный ковш и очищают от окалины химическим способом, а именно кипячением в рас-

плаве гидроксида натрия, имеющего низкую температуру плавления. Кипячение можно проводить на газовой или электрической плите, установленной в вентиляционном шкафу. К каркасу протеза фиксируется анод. Катод помещается в ванну с раствором электролита. Процесс отбеливания продолжается 1–3 мин при силе тока в 7–9 А и при температуре отбела, равной 20–22° С. При проведении электроотбеливания нужно строго соблюдать правила электробезопасности.

В таблице 103 приведены [Брагин Е. А., 1983] составы растворов для электролитической обработки каркасов протезов из кобальтохромовых сплавов. Основными компонентами электролитов являются кислоты (ортофосфорная и серная), которые под действием постоянного тока (см. табл. 104) в несколько раз увеличивают свою активность.

Используя названные составы и увеличивая плотность тока при прохождении через электролит, проводится:

- электрошлифование, приводящее к сглаживанию поверхности металлического каркаса путем равномерного истончения металла, при котором вес отливки может уменьшиться на 20% [Соснин Г. П., 1981];

- электрополирование, позволяющее получить зеркальную поверхность металлического каркаса при нахождении его в этиленгликолевых электролитах в течение 5–7 мин при плотности тока 5–6 А/дм<sup>2</sup>.

Для очистки и электрополирования металлических зубных протезов используется отечественная установка *Катунь*, имеющая ванночку для заливки 18% раствором соляной кислоты. В кислоту погружают протез, фиксированный пластмассовым зажимом на вертикальной штанге, служащей анодом. Время травления составляет 10 мин, при плотности тока 0,4 А/см<sup>2</sup>. Следует помнить, что работа установки *Катунь* должна проводиться при условии достаточной вентиляции. При отсутствии условий для вентиляции предлагается [Петрикас О. А., 1998] использование специальных растворов с пониженной токсичностью:

- соляная кислота 260 мл/л + поваренная соль 104 г/л + щавелевая кислота 42 г/л (при плотности тока 0,5 А/см<sup>2</sup> и экспозиции 6,4 мин);

- соляная кислота 276 мл/л + поваренная соль 92 г/л (при плотности тока 0,6 А/см<sup>2</sup> и экспозиции 10 мин).

Для электрохимической полировки многие зарубежные фирмы производят специальное оборудование. Так, например, в Германии для электрохимической полировки выпускаются аппараты *Электропол*, *Унопол* и *Вариант* и аппараты для золочения — *Ауро-Плат* и *Квик-Плат*.

В аппарате *Электропол* имеются две встроенные в корпус и изолированные друг от друга ванночки объемом по 1,5 л. Заполнение ванночек электролитом проводится раздельно. Каждая ванночка имеет свой пульт управления (сила тока, таймер), что позволяет проводить одновременную полировку двух каркасов дугowych (бюгельных) протезов. При этом каркас, фиксированный в специальные зажимы, совершает вращательные движения. Аппарат имеет пластмассовый корпус, металлические кислотостойкие части.

Аппарат *Вариант* отличается от вышеназванного тем, что две ванночки для электролита находятся вне корпуса прибора.

Подобный *Варианту* аппарат *Унопол* меньшей мощности (80 Вт) предназначен для электрохимической полировки одного каркаса дугowego (бюгельного) протеза. Для проведения полировки необходима сила тока 3,5–4,5 А, а электролит должен быть подогрет до температуры 35–45° С.

*Ауро-Плат* — аппарат для ускоренного золочения кламмеров, каркасов дугowych (бюгельных) протезов и сплава для металлокерамики. При этом каркасы протезов фиксируются вне аппарата с помощью электродов-зажимов типа «крокодил». Одновременно с процессом обезжиривания поверхности каркаса происходит золочение (рис. 51).

Для этого разработана специальная жидкость, в которой содержание золота составляет 2 г/л. Она не требует предварительной подготовки, обладает высокой химической устойчивостью,

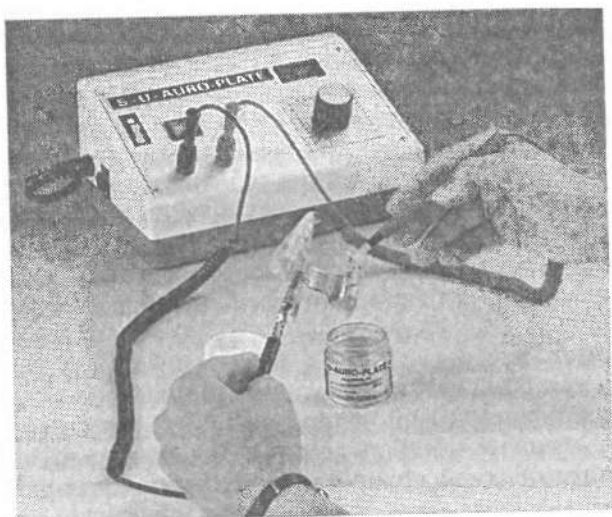


Рис. 51. Аппарат *Ауро-Плат* (Германия) для золочения каркасов протезов

экономически выгодна. Скорость осаждения золота составляет 0,2 мкм/мин при силе тока в 300 мА.

Другой аппарат для ускоренного золочения — *Квик-Плат*, имеет ванночку объемом 1,25 л вне корпуса прибора. Этот аппарат особенно пригоден для золочения готовых дуговых и мостовидных протезов, искусственных коронок. При этом отпадают необходимость электролитического обезжиривания и предварительного золочения. Плавная регулировка силы тока (до 3 А), наличие амперметра позволяют контролировать силу тока и скорость осаждения при золочении. Содержание золота в жидкости *Квик-Плат* составляет 2 г/л.

Для соединения элементов протезов в единую конструкцию используется, в частности, паяние.

- ♦ *Паяние* — процесс получения неразъемного соединения путем нагрева места паяния и заполнения зазора между соединяемыми деталями расплавленным припоем с его последующей кристаллизацией.
- ♦ *Припой* — металл или сплав, заполняющий зазор между соединяемыми деталями при паянии.

Состав припоев приведен в *таблицах 106, 107.*

Существует различная техника паяния: в пламени и в печи. При работе с каркасами до нанесения и обжига керамической массы предпочтительнее использовать паяние в пламени. Паяние в печи применяется на объектах, уже облицованных керамикой. Прочность пайки можно проверить различными методами с помощью растяжения и изгиба.

Физико-механические свойства припоя (цвет, узкий температурный интервал плавления, стойкость против коррозии) должны максимально соответствовать таковым у сплава, из которого сделаны требующие соединения элементы каркаса протеза.

Во время паяния соединяемые места принимают температуру расплавленного припоя (*рис. 52*). Поэтому температура плавления припоя должна быть ниже температуры плавления спаиваемых частей на 50–100° С, так как в противном случае паяние привело бы к частичному расплавлению спаиваемых деталей протеза.

Расплавленный припой обладает текучестью, которая увеличивается с повышением температуры, поэтому припой течет в направлении от холодных частей к горячим. Фактически на этом свойстве и основано использование пламени горелки в процессе паяния. В месте соприкосновения деталей и припоя происходит диффузия одного металла в другой. Скорость диффузии зависит главным образом от материала протеза и припоя, а также от тем-



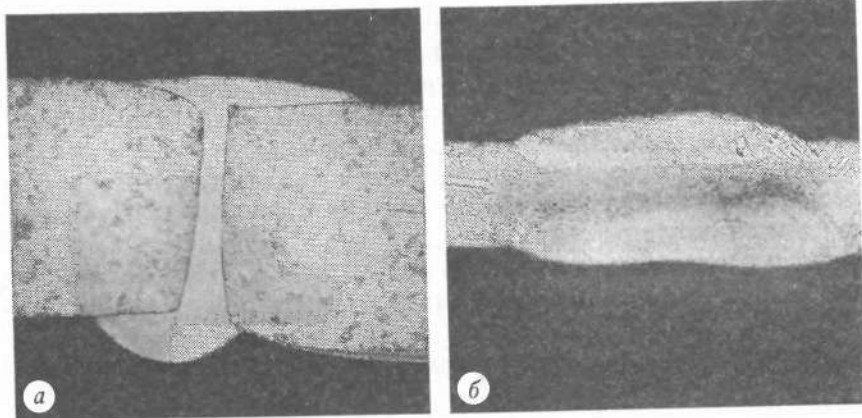


Рис. 52. Соединение элементов каркаса протеза паянием (а) и плазменной микросваркой (б)

а — соединение посредством припоя; б — соединение посредством расплавления частей каркаса и однородного сплава металлов

пературы. Все это вместе взятое и определяет структуру полученного шва, которая может быть в виде твердого раствора, химического соединения или механической смеси.

Твердый раствор является наиболее благоприятной структурой и считается лучшим видом паяния. Шов хорошо противостоит коррозии и получается прочным. При этом максимальная прочность шва будет при использовании минимального количества припоя. Следует помнить, что прочность большинства припоев ниже прочности соединяемых металлов, хотя прочность шва за счет диффузии выше.

Расплавлять припой в процессе паяния необходимо как можно быстрее, а после получения шва источник нагрева (горелку) необходимо немедленно удалить.

Так как паяние чаще происходит при нагревании открытым пламенем, то на поверхности спаиваемых металлов может образоваться пленка окислов, которая препятствует диффузии припоя. Особенно усиленно образуется эта пленка у сплавов, содержащих хром, отличающихся высокой способностью пассивироваться (покрываться окисной пленкой). Поэтому в процессе паяния необходимо не только расплавить припой и заставить его разлиться по спаиваемым поверхностям, но и не допустить образования окисной пленки к моменту достижения рабочей температуры в спаиваемых деталях. Это достигается применением различных паяльных веществ или флюсов.

- ♦ **Флюс** — химическое вещество (бура, борная кислота, хлористые и фтористые соли), служащее для растворения окислов, образующихся на спаиваемых поверхностях металлов при паянии.

Наибольшее распространение в качестве флюса получила *бура* — белое кристаллическое вещество ( $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \times 10\text{H}_2\text{O}$ ). Ее добывают из природных месторождений или получают из борной кислоты взаимодействием с кристаллической содой. При нагревании она постепенно теряет воду, а температура ее плавления достигает  $741^\circ\text{C}$ . Кроме того, бура поглощает кислород, препятствуя тем самым образованию на поверхности металла окислов, и способствует лучшему растеканию припоя.

Флюсы, как и окалину, удаляют с поверхности металлов отбелами.

Кроме паяния, используется другой вид соединения элементов протеза в единую конструкцию — сварка, при которой расплавленные элементы (детали) протеза сливаются и образуют однородное монолитное соединение.

- ♦ **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.

В промышленности существуют способы сварки, при которых материал расплавляется (дуговая, электрошлаковая, электроннолучевая, плазменная, лазерная, газовая и др.), нагревается и пластически деформируется (контактная, высокочастотная, газопрессовая и др.) или деформируется без нагрева (холодная, взрывом и др.); способ диффузионного соединения в вакууме.

В отличие от паяных соединений сварные швы отличаются совершенно однородной структурой, так как используемый присадочный материал имеет такое же химическое строение и свойства, что и свариваемые детали. Другими словами, в этой технологической операции используется тот же самый сплав, который был использован при получении соединяемых элементов протеза.

Кроме того, сварные швы обладают более высокой прочностью и устойчивостью к коррозии. В отличие от них в области паяния возникает коррозия. Это объясняется разницей напряжения между сплавом и припоем.

К преимуществам плазменной микросварки (см. рис. 52, б), применяемой в ортопедической стоматологии, например, с помощью установки типа *Микро-PW 10*, следует отнести следующие:

- плазменная микроструя, в которой в качестве плазмообразу-

ющего газа применяется аргон, соединяет самые твердые металлы, например сплавы на основе  $\text{CrCoMo}$ , в узких пределах зоны плавления (даже вблизи пластмассовых частей) путем слияния расплавленной заготовки без применения дорогостоящих припоя и флюса;

- значительно большая прочность по сравнению с паянием;
- отсутствие остатков флюсов на сварном шве.

Между электропроводящей заготовкой и плазменной струей образуется электрическая дуга большой плотности энергии и высокой температуры. Прибор является настольным, достаточно удобным в использовании. Диапазон настройки сварочного тока (0,3–10 А) можно регулировать в процессе работы с помощью ножного управления.

Место сварки защищается от окисления с помощью среды защитного газа (аргон/водород, 5–8%  $\text{H}_2$ ). Показаниями к применению микроплазменной сварки является соединение литых элементов протеза в единую конструкцию как при его создании, так и при реставрации.

*Сварочный столик* фирмы «Брандерс» в настоящее время отвечает требованиям зубных техников, пользующихся микроплазменной сваркой. На столике имеются регулятор потока газа и подвижный рукав (крепление) для точечной сварки. Столик снабжен двумя-тремя сочленениями, которые дают возможность безупречного достижения контактов.

Подвижная сварочная пластина над сочленением может использоваться в различных рабочих положениях. Сварочный столик сконструирован таким образом, что может употребляться как рабочая подставка для сварки частей протеза из чистого титана.

Фирма «L-TEC» выпускает прибор для сварки PWM-6, в котором качество сварочного соединения превышает таковое, получаемое при всех других способах соединения. Тепловое воздействие плазменной дуги на обрабатываемые объекты является незначительным. В качестве защитного газа используют аргон, что позволяет избежать образования окислов на поверхности свариваемых объектов. Метод сварки обеспечивает получение стабильных размеров соединяемых деталей и экономию припоя.

Аппарат точечной электросварки *Дентафикс* для всех сплавов из высококачественной стали дает возможность регулировать время сварки от 0,1 до 1,0 с и десятикратно понижать силу тока.

Другим видом сварки, применяемым в ортопедической стоматологии, является лазерная. Лазерная установка *Хаас Лазер-44P* (Германия) обеспечивает глубину сварки низкоуглеродистых кобальтохромомолибденовых сплавов до 2 мм при возможности изменений диаметра фокуса от 0,3 мм до 2 мм. На дисплее установки во время сварки отражаются все рабочие параметры.

### **МАТЕРИАЛЫ ДЛЯ ОТДЕЛКИ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗДЕЛИЙ (АБРАЗИВНЫЕ МАТЕРИАЛЫ)**

Различные ортопедические аппараты, в том числе зубные, челюстные и лицевые протезы требуют тщательной отделки для придания им гладкой, полированной, блестящей поверхности. Помимо удобства и эстетики, это повышает гигиенические качества аппарата, облегчая удаление остатков пищи и зубного налета, который вызывает изменения в парадонте различной степени выраженности. Кроме того, количество налета находится в прямой зависимости от шероховатости зубного протеза.

Гладкая поверхность пластмассовых или комбинированных протезов лучше противостоит процессам набухания, старения и разрушения в результате перепада температур и воздействия продуктов жизнедеятельности.

Наконец, проведенные исследования показывают, что должным образом полированная поверхность способствует коррозионной устойчивости металлов (сплавов) и повышению физико-механических свойств пластмасс различной структуры. Последнее относится и к пломбам, так как установлено, что полированная поверхность содействует правильному формированию свойств полимеров, цементов и даже амальгам.

- ♦ **Абразивные материалы** (лат. abrasio — соскабливание) — мелкозернистые вещества высокой твердости (корунд, электрокорунд, карборунд, наждак, алмаз и др.), употребляемые для обработки (шлифования, полирования, заточки, доводки и пр.) поверхностей изделий из металлов, полимеров, дерева, камня и т. д.

Абразивные материалы подразделяются:

- 1) по назначению — на шлифовочные и полировочные;
- 2) по связующему веществу — на керамические, бакелитовые, вулканитовые и пасты;
- 3) по форме инструмента (материала) — на круги различных размеров; тарельчатые, чашечные, чечевичные фрезы; фасонные головки (грушевидные, конусовидные и др.), а также наждачное полотно и бумагу.

## 11.1. ШЛИФОВОЧНЫЕ СРЕДСТВА

Шлифование и полирование должны проводиться по четкой схеме, начиная с достаточно грубых абразивов, чтобы удалить большие шероховатости. Частицы любого абразива оставляют царапины на поверхности (трассы). Поверхность заглаживается абразивами с последовательным уменьшением размера частиц, заменяя при этом уменьшающиеся царапины до их устранения или уменьшения до микроскопического размера.

Поверхность зубного протеза обрабатывают сначала напильниками, шаберами, штихелями, точильными камнями. За этой грубой обработкой следует шлифование — заглаживание оставшихся трасс (следов) наждачной бумагой или наждачным полотном. После окончательной отделки (полирования) изделие приобретает блестящую поверхность.

Зерна высокой твердости с острыми кромками могут быть в свободном (порошки), связанном (наждачная бумага, полотно) и цементированном виде (круги, головки, сегменты, конусы, бруски и т. п.). В большинстве случаев шлифование является отделочно-доводочной операцией, обеспечивающей высокую точность (иногда до 0,002 мм) и чистоту поверхности (6–10-го классов).

Шлифование также применяют для обдирочной работы (при очистке литья), для заточки режущих инструментов и др. Наибольшее количество шлифовальных работ выполняют с использованием абразивных инструментов.

Обработка материалов при помощи абразивов характеризуется участием в процессе резания одновременно очень большого числа случайно расположенных режущих граней зерен абразива. Несмотря на то что форма маленьких «резцов» — зерен абразива — несовершенна, абразивная обработка весьма производительна, так как высокая твердость зерен позволяет применять большие скорости резания, что в соединении с большим числом одновременно работающих «резцов», снимающих тонкие стружки, дает большой объем снятого материала. Важным свойством абразивного инструмента является его способность к частичному или полному самозатачиванию. Восстановление режущей способности объясняется тем, что при затуплении абразивных зерен возрастает усилие резания и зерна разрушаются или выкрашиваются, обнажая другие, расположенные ниже.

Абразивные материалы для шлифования делят на:

а) натуральные (алмаз, корунд, наждак, кварц, минутник, пемза и др.);

б) искусственные (электрокорунд, карборунд (карбид кремния), карбид бора, карбид вольфрама).

Как отделочный материал, абразивы, применяемые для шлифования, должны отвечать определенным требованиям:

- твердость применяемых материалов должна быть не ниже твердости шлифуемого материала; шлифовальный инструмент «засаливается», если его твердость излишне велика для обработки данного материала, или преждевременно изнашивается, если эта твердость мала;

- форма зерен абразива должна быть многогранной для обеспечения острия резания;

- материалы должны быть технологичны в применении, обладать способностью склеиваться (скрепляться) и хорошо удерживаться в связующем веществе.

Самым твердым минералом является алмаз, представляющий собой кристаллическую форму углерода, и предназначен для твердых хрупких веществ, например эмали или фарфора. При использовании с ковкими веществами, например золотом, абразивные частицы засоряются шлифуемым материалом, а алмазный круг или головка теряет эффективность. В виде пыли, наклеенной на металлические диски и круги, он служит для препарирования зубов перед покрытием их искусственными коронками (рис. 53).

Многими фирмами-производителями стоматологической продукции освоен выпуск инструментов, укомплектованных в наборы для проведения конкретных манипуляций. Так, в Великобритании выпускаются наборы алмазных головок для терапевта и для ортопеда. Набор алмазных головок для ортопеда (Швейцария) представлен головками самой разной формы, размера и сечения для препарирования зубов под металлокерамические несъемные протезы.

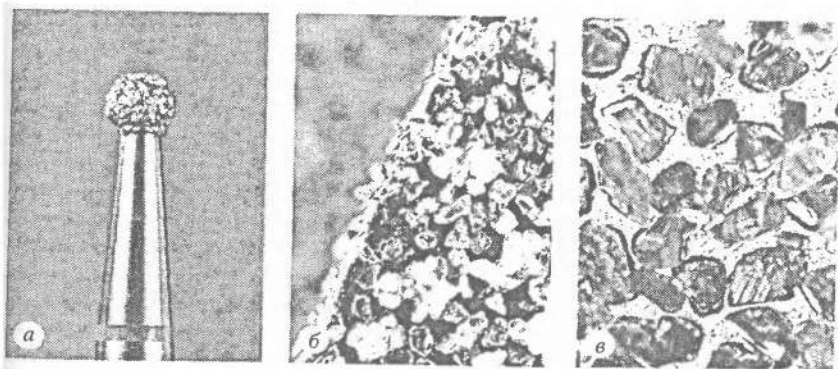


Рис. 53. Поверхность алмазной головки при увеличении в 25 (а), 125 (б) и 250 (в) раз

зы. Самые разнообразные по размеру, форме и назначению фасонные головки производятся в России и США.

При обработке керамики наиболее ценными качествами в алмазном диске являются гибкость, небольшая толщина и эффективное резание.

Такой инструмент необходим для создания эстетически тонких промежутков между передними искусственными зубами. Инструмент *Турбо-Флекс* (Германия) позволяет получить желаемый результат. Существенную роль при этом играет V-образная выемка в диске. Последний имеет толщину 0,15 мм, покрыт с двух сторон алмазной крошкой. Уже при легком давлении достигается эффективное резание керамики.

*Люминесэнс* (США) — набор для полирования алмазным порошком с частицами одного размера, что позволяет наполовину сократить затраты времени и получить при этом хорошо отполированную и блестящую поверхность композиционных материалов, фарфора, стеклоиономеров, благородных металлов и эмали зуба (рис. 54).

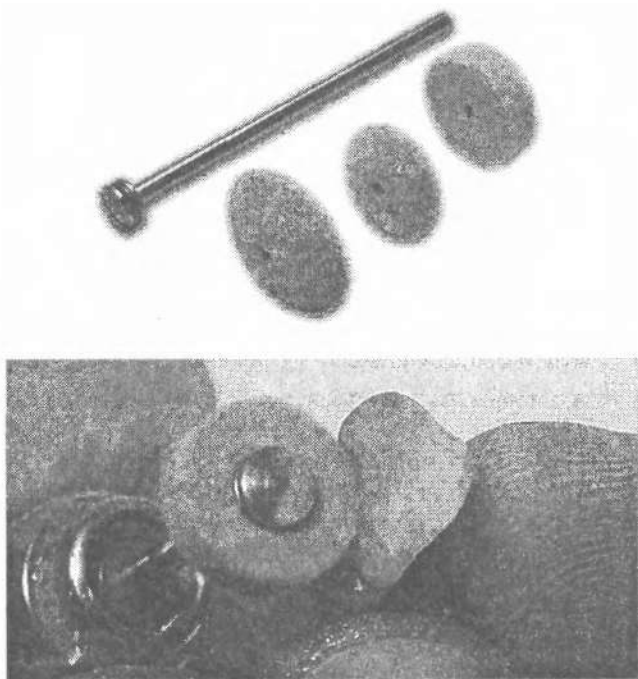


Рис. 54. Полирование облицовки несъемного протеза войлочными дисками с полирующим гелем

Полирующий гель имеет предельно высокую концентрацию частиц алмаза микронного размера, что сокращает время полирования до двух минут. Гель наносят с помощью войлочного аппликатора, который не повышает температуру и обеспечивает легкий доступ к любой поверхности зуба.

*Корунд* — занимает второе место по твердости, представляя собой кристаллическую форму оксида алюминия ( $Al_2O_3$ ). В чистом виде (рубин, сапфир) встречается редко, чаще — с различного рода примесями (соединениями железа и кремния). В такой форме корунд представляет собой непрозрачный кристалл синевато-серого, грязно-желтого или серо-коричневого цветов, обладающий очень большой твердостью и содержащий до 90% и более глинозема.

*Корунд* получается также искусственным путем из минерала боксита, в котором глинозем содержится не в кристаллическом, а в аморфном виде. Для получения кристаллического глинозема (корунда) проводится плавка боксита в смеси с коксом. Твердость искусственного корунда с увеличением содержания оксида алюминия повышается. Оксид алюминия с грубой зернистостью является абразивом коричневых, розовых и коралловых камней, применяемых для шлифования каркасов металлокерамических коронок. Очень тонкая зернистость применяется для производства белых полировочных камней. Особотвердые высшие сорта корунда применяются для шлифовки прочных сталей.

В Германии производится электрокорунд *Алустрал*, в котором оксид алюминия составляет 99,5%. Он применяется в пескоструйных аппаратах для обработки сплавов металлов. Это самый твердый и одновременно безвредный осколочный продукт в группе электрокорундов. Выпускается различной степени зернистости порошка и назначения (см. табл. 98, 99).

Порошки *Микро Этгер* для внутриротового пескоструйного аппарата с оксидом алюминия (50 мк) применяются с целью улучшения ретенционных свойств металлических, фарфоровых и пластмассовых поверхностей несъемных протезов при их реставрации.

В Германии производится *Алокс* — антимангнитный альфа-корунд (содержит 99,6% оксида алюминия) с острокромочной формой зерна (50 мкм, 110 мкм и 250 мкм) и высокой твердостью.

Как искусственный, так и натуральный корунд употребляется для шлифовальных камней и порошка для шлифования.

*Наждак* — шлифовальный материал, добывается из горной породы. В его состав входят корунд, соединения оксида железа и другие материалы. Твердость наждака близка к твердости корунда. Наждачный порошок применяют для шлифования и получения наждачного полотна и наждачной бумаги. Шлифовальные качества



зависят от процентного содержания корунда. Наждачную бумагу и диски применяют для шлифования протезов и пломб.

*Карборунд* получают искусственным путем, для чего смесь, состоящую из кокса, чистого кварцевого песка, древесных опилок и поваренной соли, плавят в электропечи. Он состоит из кристаллов карбида кремния. Зерна карборунда отличаются остротой своих граней и высокой твердостью. Существенным недостатком карборунда является значительная хрупкость. Его зерна легко раскалываются при нагрузке. Карборунд применяется главным образом в виде шлифовальных кругов и дисков.

*Пемза* — горная порода, образованная при вулканических извержениях, имеет пористое строение. Края пор очень острые. Цвет пемзы в зависимости от содержания оксидов железа бывает разным: от белого и голубого до желтого, красного и даже черного.

Порошок пемзы с резиновыми чашеобразными дисками используется для очищения поверхности культей препарированных зубов от временного фиксирующего материала. Его применяют также для шлифования съемных протезов.

К шлифовочным материалам также относятся *кварц, фарфор и стекло*. Так, например, *Ауробласт* и *Ауробласт-С* (Германия) являются минеральными неметаллическими абразивными порошками из стекла разной зернистости (см. табл. 98, 99) с особо длительным сроком службы.

Для максимальной режущей эффективности абразив должен быть предположительно тверже материала, для которого он применяется. При определении эффективности абразива, кроме твердости, имеет значение прочность связки и способность абразивных частиц отламываться остро, а не гладко.

Для абразивных инструментов применяются связующие материалы. Назначение их сводится к скреплению (цементированию) абразивных зерен после их измельчения и просеивания через сито с определенным количеством отверстий.

Связующие материалы делят на керамические, бакелитовые, вулканитовые.

*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 различного рода шлифовальных кругов.

Недостатками изделий на этой основе являются хрупкость и высокая чувствительность к ударам. Поэтому изделия на керамическом связующем материале применяются в стоматологических установках с малыми оборотами. Достоинствами подобной связки являются влагостойкость и равномерная твердость.

*Бакелитовые связующие материалы* готовятся на основе 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 инструмент.

Он нашел широкое применение в технологии протезов и других ортопедических аппаратов. Круги либо иные формы абразивов на этой основе отличаются упругостью, ударостойкостью, гладкой поверхностью. Этот вид связки применяется также для наждачной или стеклянной бумаги, наждачного полотна.

Недостатком данной связки является меньшая прочность сцепления с абразивными зёрнами 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, но отличаются эластичностью.

Круги на вулканитовой связке являются незаменимыми при шлифовании, когда от круга требуется не только шлифующее, но и полирующее воздействие. Последнее объясняется размягчением связки при температуре около 150° С и выдавливанием абразивных зёрен в эту размягченную связку.

Абразивный инструмент на бакелитовой и вулканитовой связке очень прочен и дает хорошие результаты.

Некоторые шлифовальные материалы (пемза, наждак) применяются в виде водной суспензии, которая наносится на обрабатываемую поверхность с применением щеток, войлочных кругов (конусов) и других приспособлений.

Процесс шлифования и качество обрабатываемой поверхности зависят от многих факторов. Основными из них являются:

- качество абразива и соблюдение технологии шлифования;
- выбор размера зёрен (зернистости);
- скорость движения абразива;
- величина давления абразива на поверхность;
- учет тепловых явлений при шлифовании и др.

Зерна для шлифования сортируются по величине при помощи фракционного просеивания.

По зернистости абразивные материалы делят, как правило, на 3 группы: шлифзерно, шлифпорошки, микропорошки.

Чаще применяются зерна величиной 0,15–0,75 мм. Однако для грубого шлифования могут использоваться и более крупные зерна, размер которых доходит до 1,5–2 мм.

Скорость движения абразива в процессе шлифования (см. табл. 100) также имеет большое значение. Чем медленнее движется абразив, тем большую стружку снимает зерно абразива и, следовательно, тем больше разрушающее усилие испытывает абразивное зерно. При быстром движении по поверхности обрабатываемого изделия абразив снимает меньшую стружку и поэтому испытывает меньшее сопротивление, а следовательно, меньше изнашивается.

При одинаковой скорости грубые абразивные частицы снимают больше материала с обрабатываемого изделия, оставляя более глубокие трассы. 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.

Использование абразивов неотъемлемо связано с применением давления на поверхность. Приложенное давление должно быть умеренным, чтобы не привести к поломке протеза или инструмента. Кроме того, излишнее давление приводит к разогреву инструмента и поверхности объекта, подвергающегося шлифованию.

Причиной образования тепла при шлифовании является трение абразивных зерен о поверхность. Так как абразивный круг (либо иная форма) не является теплопроводным и толщина снимаемого слоя весьма незначительна, возникающее тепло передается массе изделия.

Высокие температуры, хотя их воздействие и кратковременно, способны привести к изменению структуры металла (сплава) или деформациям пластмасс. Все это приводит к снижению прочности и износоустойчивости шлифуемого изделия.

Эффект перегрева особенно опасен при отделке пластиночного протеза (аппарата). Перегрева нужно и можно избежать, соблюдая правильный режим шлифования. Сказанное в еще большей степени относится к препарированию зуба. Пренебрежение этим правилом приводит к ожогу пульпы и ее гибели.

## 11.2. ПОЛИРОВОЧНЫЕ СРЕДСТВА

Полирование — обработка изделий для получения гладкой зеркальной поверхности (12–14-го класса), проводится разными методами:

- механическим (обработкой абразивным инструментом, пластическим деформированием поверхности);
- электрохимическим (см. гл. 10) и др.

Полированием предусмотрено снятие минимального слоя материала, для чего инструменты покрываются специальными пастами.

В состав этих паст входят абразивные и связующие материалы. Процессу полирования предшествует тщательное шлифование. При полировании применяются инструменты, аналогичные употребляемым при шлифовании, но с иной, более мелкой структурой.

Полирование съемных и несъемных протезов проводит зубной техник в специально оборудованном помещении. Врач-стоматолог осуществляет полирование в полости рта пломб, вкладок, а при необходимости и других несъемных протезов после их фиксации на опорных зубах.

К полировочным абразивам, применяемым в зубопротезной технике, относятся оксид железа ( $\text{Fe}_2\text{O}_3$ ), оксид хрома ( $\text{Cr}_2\text{O}_3$ ), а также гипс и мел ( $\text{CaCO}_3$ ). Оксид железа (крокус) получают путем воздействия щавелевой кислоты на концентрированный раствор железного купороса. Он представляет собой мелкодисперсный порошок буро-красного цвета.

Оксид хрома получают путем прокаливания смеси бихромата калия с серой. После тщательной обработки осаждается темно-зеленый осадок, кристаллы которого значительно тверже кристаллов крокуса. Кристаллы указанных окислов служат абразивами при получении полировочных паст. Связующими материалами этих паст являются стеарин, парафин, вазелин и другие подобные вещества.

В настоящее время широкое применение нашли специальные пасты, предложенные Государственным оптическим институтом (ГОИ), которые имеют грубую, среднюю и тонкую зернистость. Состав этих паст приведен в таблице 101.

Пасты подобного назначения выпускаются многими фирмами. Так, например, в Германии производится целая гамма полировочных паст в виде брусков:

- белая паста — для полирования каркасов протезов из сплавов золота, благородных сплавов и доведения их поверхности до зеркального блеска;

- желтая паста — для предварительного полирования каркасов из твердых благородных сплавов;

- розовая паста — для предварительного полирования изделий из кобальтохромовых сплавов;

- зеленая паста — для доведения до зеркального блеска изделий из кобальтохромовых сплавов;

- бежевая паста — универсальная, для полирования пластмассовых изделий.

В Германии также выпускаются аналогичные полировочные пасты для сухого полирования изделий из благородных и неблагородных сплавов и пластмассы в разной цветовой гамме. Для полирования самых твердых сплавов металлов и керамики ре-

комендуется алмазная полировочная паста *Дианол*, которая поставляется в специальном дозирующем шприце.

Она особенно необходима в ситуациях, когда в керамике требуется полировать сошлифованные места, а обжиг уже не проводится. Материал очень экономичен в употреблении: на одну металло-керамическую коронку или зуб расходуется не более 3 мм пасты.

Паста *Хай-Лайт* (Германия) поставляется в шприце для шлифования фарфора внутри полости рта.

Процесс полирования аналогичен процессу шлифования, но проводится войлочными, матерчатыми, кожаными кругами (конусами), нитяными и волосяными щетками, укрепленными на электрошлиф-машине. Уместно отметить, что ни одно из указанных шлифовочных и полировочных средств не может быть применено для отделки (полирования) пломб.

Для повышения эффективности пломбирования путем сохранения свойств пломбировочного материала и увеличения срока сохранности пломб, освоен полировочный материал *Полипаст*, который состоит из фарфора высокой дисперсности и жировой основы. *Полипаст* предназначен для полирования поверхности зуба с целью повышения физико-механических и физико-химических свойств пломбы. Кроме того, благодаря жировой основе, пломба на время твердения (полимеризации) оказывается изолированной от агрессивной среды. Материал может также применяться для полирования всевозможных стоматологических изделий при их коррекции врачом.

Для полирования и отделки пломб практически из любого материала можно использовать такие наборы, как *Соф-Лекс* (США). Они представлены двумя основными типоразмерами гибких стандартных полировальных дисков диаметром 9,5 мм и 12,5 мм. Диски имеют цветовую кодировку для более простой идентификации степени абразивности:

- оранжевые диски, более жесткие и тонкие, применяются для шлифования вестибулярной поверхности зуба и межзубных промежутков;

- темные и голубые диски, более гибкие и стандартные, применяются для шлифования язычной или небной поверхности.

Указанный набор содержит диски трех степеней абразивности: «грубая» (диски черного и темно-оранжевого цвета), «средняя» (диски синего и оранжевого цвета), «мягкая» (голубого и светло-оранжевого цвета). Диски с кодировкой голубого и светло-оранжевого цветов могут быть использованы на скорости 20 000–35 000 об/мин. Все остальные диски — на скорости 15 000–20 000 об/мин.

*Полирующий комплект* (США) применяется для отделки поверхностей компомерных пломб из *Геркулайта* и других гибридных

материалов. В него входят 6 полировальных боров из твердых металлов с двенадцатью режущими гранями для начальной обработки, 6 тонких боров с тридцатью двумя режущими гранями для окончательной обработки и 2 вида полировочных паст — *Микро-1* для гладкой и блестящей поверхности и *Лустер* — для получения эмалевого глянца поверхности пломбы.

Для покрытия пломб после полирования можно использовать, например, американский лак *Глейз*. Упаковка такого лака рассчитана на покрытие 200 пломб. При нанесении лак obtурирует микропоры поверхности пломбы, защищает от различных химических и физических воздействий, снижает краевую проницаемость, повышает эстетический эффект. Главными достоинствами при использовании лака являются простота его нанесения, быстрая усадка и отверждение.

При удалении зубных отложений специалисты из Франции рекомендуют использовать полировочную пасту *Детатрин*, а для полирования и обработки зубов фтором — пасту *Детатрин Флуоре*.

Комплект паст *Проксит* (Лихтенштейн) предназначен для удаления зубного налета, пигментированных участков твердых тканей зубов, а также полирования этих зон. Определенное значение абразивности паст (мелкодисперсная, средняя и грубая) позволяет применять их в соответствии с индивидуальными показаниями.

Дополнительный профилактический эффект обеспечивают добавки аминофторида ксилита. Конструкция выпускной части тубы способствует удобству применения и предупреждает преждевременную дегидратацию пасты. Эти пасты хорошо прилипают к поверхности зуба и инструментов, не разбрызгиваются и хорошо смываются. Масло перечной мяты добавлено в них для улучшения вкуса и придания освежающих свойств.

# ИЗОЛЯЦИОННЫЕ И ПОКРЫВНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Проникновение водяного пара из гипса в пластмассу при ее полимеризации на водяной бане приводит к появлению очагов напряжения материала, в результате чего в дальнейшем появляются микротрещины. Попадание же воды в пластмассу при полимеризации вызывает разводы в базисе, что особенно заметно в прозрачных материалах, а в розовых это приводит к обесцвечиванию и «мраморности» пластмасс.

Кроме того, слой гипса, пропитанный мономером, прочно соединяется с постепенно твердеющим полимером, и в этом случае последующая отделка протеза значительно усложняется, что нередко приводит к нарушению рельефа базиса протеза и даже к его разрушению.

В связи с этим предлагались различные изоляционные материалы — оловянная фольга, целлофан, всевозможные лаки и клеи. Современные изоляционные материалы имеют самую разную форму выпуска и назначение (см. табл. 102).

Материалы, применяемые для этих целей (рис. 55), должны обладать следующими свойствами:

- инертностью по отношению к полимеру;
- изолировать влагу гипса;
- иметь толщину пленки не более 0,005 мм;
- выдерживать усилие прессования и условия полимеризации;
- не окрашивать и не изменять цвет полимера;
- легко удаляться с базиса с остатками гипса.

К этим материалам относится *Изокол*, лак *АЦ-1*, *Силикодент* и др., а также покрывные лаки.

*Изокол* — коллоидный раствор альгината натрия, обладающий высокими изолирующими свойствами. Состоит из альгината натрия (1,5%), оксалата аммония (0,02%), антисептика диоксида (0,003%) и воды. Применяется для изоляции гипсовых форм.

Аналогичный материал выпускается в Германии под торговым названием *Мега-1*. Он представляет собой альгинатное покрытие для изоляции частей гипсовых форм или пластмассы при ее полимеризации. *Мега-1* застывает на гипсовой модели достаточно быстро с образованием легко снимаемого тонкого изолирующего слоя.

**ФИС-8** — коллоидный раствор альгината натрия для изоляции гипсовых моделей, выпускается в Югославии. Материал после высыхания образует эластичную защитную мембрану толщиной 0,01 мм, которая, таким образом, не влияет на изменение точности при дальнейшей работе с гипсовой моделью.

**Лак разделительный АЦ-1** — выпускается в виде раствора ацетилцеллюлозы в ацетоне. Благодаря быстрому улетучиванию растворителя на гипсовой форме образуется тонкая изолирующая пленка. Предназначен для изоляции гипсовых форм.

**Изоидент** — изоляционная жидкость производства Чехии для нанесения на гипс. Представляет собой раствор альгината натрия и образует на поверхности гипса тонкую пленку. Раствор наносится кисточкой и высыхает через несколько минут. Он содержит активные дезинфицирующие вещества и отличается повышенной смачиваемостью, благодаря чему легко образует сплошную изолирующую пленку по всей поверхности гипсовой формы.

**Силикоидент** — наполненный силиконовый компаунд «холодной» вулканизации, состоит из каучука (полидиметилсилоксан), окиси магния, белой сажи, уайт-спирита и активаторов вулканизации. Образует качественный изолирующий покров. Применяется для изоляции гипсовых форм при создании базисов съёмных протезов, а также изоляции металлических каркасов мостовидных протезов, предназначенных для полимерной облицовки. Кроме того, он показан для изоляции межзубных пространств и пришеечной области зубов на модели челюсти перед ее гипсовкой в кювету.

**Мега-Изолирфильм** — силиконовая изолирующая жидкость для акриловых зубов, которая позволяет легко отделить протез от гипсовой формы.

**Изофикс** (Германия) — жидкость, изолирующая воск от гипса. Хорошие результаты достигаются также при применении пластмассы, металла и других материалов. Данная жидкость идеальна для изолирования гипсовых культей, при производстве восковых колпачков способом погружения. Жидкость не содержит силикона, поэтому беззольно выгорает.

**Пиропласт сепаратор** (Лихтенштейн) — изолирующее средство для изоляции пластмассы от гипса. Особенно показано для изоля-

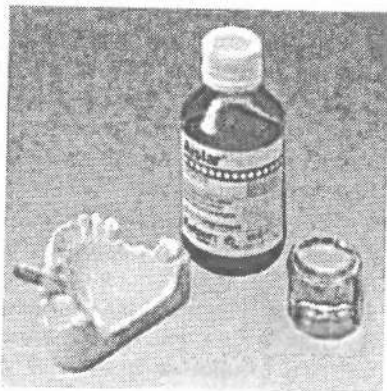


Рис. 55. Коллоидный раствор альгината натрия для изоляции гипса



ции искусственных зубов при работе с инжекторным полимеризатором *SR-Ивоклап*.

*Акро-Сеп* (Япония) — изолирующий лак для базисных пластмасс. Обеспечивает гладкую, стойкую и блестящую поверхность на гипсовой модели. После полимеризации легко отделяется от базиса.

Универсальный сепарационный стоматологический лак *Мульти-Сеп* (Япония) используется для изоляции воска от гипса, пластмассы от гипса, различных порций гипса друг от друга.

*Сепара G* — изолирующее средство для пластмасс, находит универсальное применение при горячей и холодной полимеризации. Надежно держится на модели и образует равномерное изолирующее покрытие. Выпускается в Германии.

*Стомафлекс* лак производства Чехии применяется в качестве изоляционного слоя контактных поверхностей искусственных зубов в съемном протезе непосредственно перед гипсованием восковой репродукции съемного протеза в кювету.

В комплект входит паста, вулканит и наждачный порошок. Материал используется следующим образом: в соотношении 1 : 1 смешивается паста и вулканит. Полученная при этом масса сравнительно жидкой консистенции наносится кисточкой на вестибулярную поверхность искусственных зубов и посыпается наждачным порошком.

После высыхания лака проводится гипсование модели в кювету обычным способом. Наждачный порошок, фиксированный в лаке, обеспечивает хорошую ретенцию искусственных зубов в гипсовой пресс-форме, а после проведения полимеризации значительно упрощает механическую обработку межзубных промежутков в съемном протезе.

При получении комбинированных мостовидных протезов необходима изоляция металлического каркаса от пластмассы для сохранения ее цвета. Для этих целей предложены **покрывные лаки**. Они должны иметь достаточную адгезию к металлу, обладать хорошей изоляцией в тонком слое. Представителями этой группы материалов являются:

- *Покрывной лак* — предназначен для покрытия металлических каркасов комбинированных мостовидных протезов с облицовкой из пластмассы. Он наносится на полированную металлическую конструкцию до моделирования облицовок из воска.

Лак перед употреблением хорошо взбалтывается и наносится чистым стальным прутиком на покрываемые поверхности протеза ровным тонким слоем. После этого покрытую лаком металлическую конструкцию оставляют подсохнуть на воздухе в течение 15–20 мин. Затем ее помещают на небольшую железную пластин-

ку, расположенную над пламенем горелки, на расстоянии 10–15 см. Прогревание происходит в течение 10 мин при температуре 120–150° С до полного отверждения лаковой пленки.

Прогреть лаковое покрытие непосредственно над пламенем не рекомендуется. Наиболее целесообразно делать это в сушильном шкафу при температуре 110° С в течение 60 мин.

● *Лак покрывной для зуботехнических работ* представляет собой суспензию пигментов в кремнийорганическом термостойком лаке КО-815. В качестве пигментов использованы умбра и двуокись титана. Время отвердевания и образования пленки составляет 60 мин.

● *Лак покрывной ЭДА* представляет собой композицию на основе быстротвердеющих акриловых смол, состоящих из порошка и жидкости. Порошок — суспензионный сополимер акрилатов. В качестве замутнителя и наполнителя использована двуокись титана.

Две жидкости составляют стабилизированный метилметакрилат с эпоксидной смолой. Материал обладает большой адгезионной прочностью — 2,9 МПа (30 кгс/см<sup>2</sup>). Время отверждения лаковой пленки равняется 8–10 мин.

Для реставрации дуговых (бюгельных) протезов в ряде случаев проводится паяние или сварка элементов его каркаса. С этой целью в Германии разработана специальная теплостойкая паста *Термостоп*, которой закрываются ближайшие к области паяния фрагменты пластмассового базиса и зубы. Эта паста защищает полимерные элементы дуговых протезов от высоких температур сварки или паяния.

Таким образом, покрывные лаки могут применяться в качестве грунта под полимерные облицовки несъемных протезов, изолируя и маскируя металлический каркас. Кроме того, они могут выполнять термоизолирующую функцию.

По формальному признаку к группе покрывных материалов можно отнести светоотверждаемое лаковое изоляционное покрытие поверхности базиса съемного пластиночного протеза.

# РАСХОДНЫЕ СРЕДСТВА И МАТЕРИАЛЫ НА КЛИНИЧЕСКОМ ПРИЕМЕ

Все многообразие применяемых медицинским персоналом расходных материалов на стоматологическом приеме по целевому назначению условно можно разделить на группы:

- 1) средства контроля окклюзионных взаимоотношений зубов;
- 2) материалы для улучшения фиксации съемных протезов;
- 3) материалы и средства защиты медицинского персонала;
- 4) материалы и средства защиты одежды пациента;
- 5) средства для дезинфекции материалов, инструментов и оборудования стоматологического кабинета;
- 6) фармакологические средства, применяемые до проведения врачебных манипуляций, а также в процессе выполнения конкретных действий и по их завершении;
- 7) средства, применение которых является обязательным элементом врачебных действий при использовании клинических материалов.

Достижение множественного смыкания зубов и нормализации артикуляции всегда являлось одной из задач стоматологии.

- ♦ *Артикуляция зубов* — в широком смысле слова — всевозможные положения и перемещения нижней челюсти по отношению к верхней, осуществляемые с помощью жевательных мышц.

В узком смысле слова ее можно определить как цепь сменяющих друг друга окклюзий.

- ♦ *Окклюзия* — смыкание зубных рядов или отдельных групп зубов-антагонистов в течение большего или меньшего отрезка времени.

В настоящее время применяются различные *материалы для изучения окклюзионных взаимоотношений зубов*. К ним относятся:

- жирные красители на бумажной и тканевой основе;
- восковые полоски, в том числе на бумажной основе и армированные;
- силиконовые оттисковые массы.

Средства контроля окклюзионных взаимоотношений зубов (Германия) представляют собой блокноты, состоящие из прямо-

угольных листов мягкой, пропитанной пищевыми красителями (синими, красными) бумаги различной толщины (рис. 56). С помощью более толстой бумаги врач-стоматолог получает общее представление о распределении жевательной нагрузки по зубным рядам пациента. Более тонкая бумага или фольга служит для обнаружения мельчайших контактных точек.

Германия выпускает наиболее полный набор средств контроля окклюзии толщиной 8, 40, 60, 120 и 200 мкм, различной расцветки.

● **Артикуляционная** бумага толщиной 200 мкм маркирует эмалевые, дентинные, металлические, фарфоровые, пластмассовые поверхности даже в том случае, если они являются влажными от слюны. Выпускается в пластмассовых кассетах с листами красного и синего цветов или в виде подковообразных листов синего цвета.

● **Артилон** — нейлоновая ткань с цветной пропиткой выпускается в виде ленты (ролика) шириной 70 мм красного, зеленого и синего цветов. При этом, кроме яркой окраски, материал обладает хорошей прочностью на разрыв.

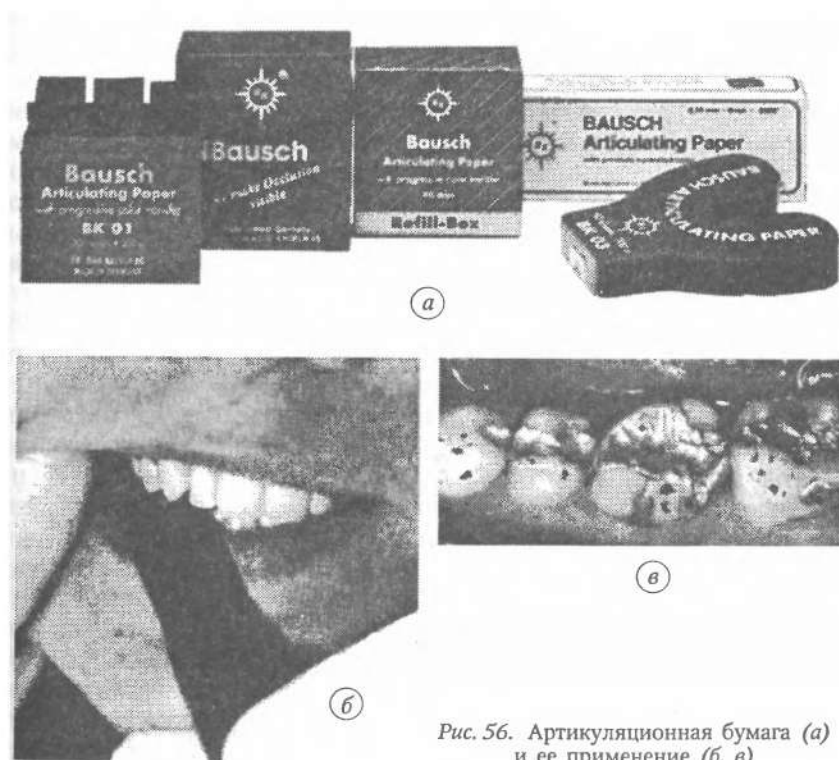


Рис. 56. Артикуляционная бумага (а) и ее применение (б, в)

- Бумага толщиной 40 мкм рекомендуется для маркировки контактных точек в положении центральной окклюзии при проверке различных коронок, мостовидных протезов, пломб и т. д., а также для так называемого двухэтапного шлифования при проверке артикуляции. При этом межзубные контакты при задней окклюзии окрашиваются, например, синей краской, при центральной окклюзии — красной краской. Выпускается в виде рулона шириной 16 и 22 мм, синего и красного цветов, а также в виде полосок синего и красного цветов.

- Артикуляционная бумага *Арти-Фол* толщиной 8 мкм покрыта слоем мягкого гидрофильного воска, что дает возможность выявления преждевременных контактов зубов. Выпускается в рулонах шириной 22 мм с односторонним и двусторонним покрытием разных цветов (черного, красного, зеленого, синего).

- Артикуляционная бумага *CL* имеет покрытие из синего цветного воска. Она поставляется в виде полосок длиной 80 мм и шириной 20 мм, с неокрашенными кончиками для захвата пальцами врача.

Великобритания поставляет в Россию артикуляционную бумагу блокнотами в виде прямоугольных и изогнутых полосок, а также подковообразные пластинки с двусторонней цветовой индикацией.

*Медстар* (Великобритания) — особо тонкая (40 мкм) двусторонняя артикуляционная бумага. Выпускается красного и синего цветов в рулоне шириной 22 мм — для окончательного контроля окклюзии. Используется для маркировки контактных точек при избирательном шлифовании зубов, пломб, искусственных коронок, мостовидных протезов. Бумага специально разработана для так называемого двухэтапного шлифования. В качестве первого этапа (только в боковых окклюзиях) используется особо тонкая красная бумага, а затем — синяя бумага (в положении центральной окклюзии).

Для маркировки фарфоровых коронок рекомендуется использовать красную бумагу, пигмент которой не содержит неорганического соединения и полностью сторае в печи для обжига фарфора. По сравнению с этим пигмент синей бумаги содержит оксид железа и не исключает возможность изменения цвета фарфора.

*Восковые профили* (США) для выявления предварительных контактов поставляются в виде пластин U-образной формы. Они имеют внутри себя прокладку из фольги, что устраняет возможность деформирования профиля при его выведении из полости рта после получения отпечатка. Кроме того, для проверки окклюзии можно использовать банальные восковые полоски (см. раздел 8.2).

Восковые пластинки разного цвета используются при регистрации движений нижней челюсти. В Европе приняты следующие цветовые показатели: синий — для правой стороны, зеленый — для левой стороны, черный — для регистрации протрузионных движений нижней челюсти (данный метод регистрации движений нижней челюсти исключает запись крайних смещений головок нижней челюсти. Регистрируется лишь начальная фаза движений, которая производится в соответствии с функциональным состоянием скатов бугорков и режущих краев зубов).

Используя *силиконовые оттисковые материалы* (см. раздел 2.4.2), можно достаточно просто и быстро регистрировать любую окклюзию. Для этого нужно применять винилполисилоксановый материал (США), твердеющий в течение 30 с после механического замешивания. Помимо этого, следует указать на специально разработанный силиконовый материал *Мемозил С. D.* (Германия) в двойных картриджах.

Для регистрации окклюзионных взаимоотношений при ортодонтическом лечении и протезировании съемными и несъемными протезами для получения точного отпечатка рекомендуется использовать винилполисилоксановый материал средней вязкости *Медстар Квик-байт*. Этот материал выпускается в картриджной упаковке (основная и катализаторная пасты). Замешивание паст осуществляется автоматически. Затем в течение 45 с проводится установка правильных окклюзионных контактов. Время пребывания материала в полости рта составляет 2 мин. Материал обладает следующими достоинствами:

- наносится либо на оттисковую ложку, либо непосредственно на зубы;
- обеспечивает быстрое получение оттиска;
- экономное нанесение (достаточно толщины слоя 5 мм);
- благодаря гидрофильным свойствам позволяет точно регистрировать детали окклюзионных контактов;
- малая эластичность после его структурирования;
- длительная стабильность формы и размеров.

В Германии для регистрации окклюзионных взаимоотношений зубов под визуальным контролем производится структурированный прозрачный силиконовый материал *Мемосил*, который выпускается в картриджах. Достоинства *Мемосила* сходны с таковыми у материала *Медстар* (Великобритания).

Силиконовые материалы *Блю-Маус* и *Блю-Маус Супер Фаст* (США) по начальной консистенции очень пластичные, но после структурирования приобретают высокую твердость. Силиконовый материал подобного назначения и свойств производит в картриджах Япония под названием *Экзобайт*.

Кроме указанных, следует отметить силиконовую пасту *Президент Дэклет Байт* (Швейцария), затвердевающую через 90 с после выдавливания из картриджа.

Все они имеют высокую прочность на разрыв, хорошо дезинфицируются.

Здесь следует отметить, что вследствие термопластичности воска очень вероятна его деформация, что может приводить к грубым ошибкам при составлении моделей челюстей в центральном соотношении. Воск, да и большинство других материалов для регистрации центрального соотношения, весьма мягок: твердость не достигает уровня 70 Shore A. При этом силиконовым пастам нужно не менее трех минут для затвердевания, что достаточно долго для рассматриваемой процедуры. Часть материалов обладает достаточной жесткостью. При этом они быстро твердеют, что в данном случае — хорошо. Однако после затвердевания и высыхания многие из этих материалов становятся хрупкими и рассыпчатыми, что является значительным недостатком.

Вероятно, оптимальным для этой цели будет винилсилоксановый материал — *Бисико Регидур-і*. Материал очень твердый (90 Shore A), но одновременно достаточно эластичный и прочный. При этом он очень быстро затвердевает — через 45 с, прошедших с момента его нанесения. Его можно обрабатывать фрезой, камнем, ножом. Выпускается в спаренной картриджной упаковке.

#### **Материалы для улучшения фиксации съемных протезов.**

В клинике с целью повышения адгезии (см. с. 17) съемных пластинчатых протезов используются различные по своей химической природе вещества. После их нанесения на внутреннюю поверхность базиса съемного протеза улучшается его фиксация в полости рта.

- ♦ **Фиксация (протеза)** — способность протеза противостоять силам, сбрасывающим его вдоль пути введения, а также направленным апикально, косо и горизонтально, что, в свою очередь, способствует наступлению более быстрой адаптации.
- ♦ **Адаптация к протезам** — сложный психологический и нервно-рефлекторный (физиологический) процесс привыкания к зубным, челюстным или лицевым протезам.

Так, например, для фиксации полных съемных протезов разработаны специальные средства *Протефикс* (Германия).

- **Фиксирующий порошок Протефикс** изготовлен на основе альгината натрия природного происхождения, который не имеет запаха и вкуса и хорошо переносится слизистой оболочкой полости рта. После нанесения тонкого слоя порошка протез сразу же

вводится в полость рта. При этом обеспечивается его хорошая фиксация.

- *Фиксирующий крем Протефикс* рекомендуется с той же целью, что и порошок. Крем может наноситься тонким слоем, прерывистой линией как на сухой, так и на влажный базис протеза.

Протез вводится в полость рта сразу же после нанесения крема, так как время его схватывания заканчивается через 5 мин. Крем не влияет на межальвеолярную высоту, почти не разрушается пищей и слюной, что обеспечивает продолжительную фиксацию протеза.

- *Фиксирующие подкладки Протефикс* рекомендуются для использования при неудовлетворительной фиксации, а также для ускорения наступления адаптации к протезам. Они сделаны из мягкого волокнистого холста, а после наложения на базис протеза не изменяют межальвеолярную высоту. Такая подкладка очень проста в использовании. Смоченная в течение 5 с в теплой воде, подкладка фиксируется на базис протеза, который сразу же вводится в полость рта.

Для ухода за съемными зубными протезами (рис. 57) лабораторией *Протефикс* рекомендованы таблетки, содержащие активный кислород, за счет которого происходит не только механическое очищение протеза, но и его дезодорация (удаление запахов).

*Коурэй-Кэйн* (США) — обезболивающий адгезивный балзам розового цвета без вкуса и запаха. Используется при наложении съемных протезов в условиях клиники или для самостоятельного (домашнего) применения пациентом.

При нанесении материала на внутреннюю поверхность базиса протеза его желеподобная консистенция является своеобразной подкладкой, способствующей фиксации и ста-



Рис. 57. Набор средств для ухода за зубными протезами



билизации съемного протеза при одновременном обезболивающем эффекте. Материал оказывает дезинфицирующее и дезодорирующее воздействие.

*Протоплен* — полимерная пленка с двусторонней адгезией, состоящая из поливинилового спирта, полиэтиленгликоля, пластификатора (эфиры глицерина, полиоксисилконовые эфиры жирных кислот и спиртов), воды (А. Г. Чухаджян, С. Д. Арутюнов, И. Ю. Лебенко и др.).

Материал выпускается в виде пластин размером  $10 \times 10$  см и толщиной от 0,02 до 1,2 мм. Пленка нарезается кусочками, укладывается в воду комнатной температуры до набухания и мокрыми пальцами наносится на внутреннюю поверхность базиса протеза, перекрывая его края на 1–3 мм. Затем излишки обрезаются, протезы вводятся в полость рта. Пациенту дается наставление сомкнуть зубные ряды в центральном соотношении на несколько секунд.

Применяется врачом или самим пациентом в домашних условиях.

Модифицированная введением *Солкосерила* пленка носит название *Протоплен-М* (в числе авторов — А. П. Воронов, И. А. Воронов). Она, помимо адгезивных качеств, обладает также ранозаживляющими свойствами.

**Противоинфекционная защита врача** во время приема больных во многом определяется правильным использованием одноразовой и многоразовой спецодежды, шапочек, перчаток, включая средства гигиенического ухода за руками (кремы, лосьоны, жидкое мыло и т. д.). Так, например, в Германии для втирания в кожу с целью гигиенической и хирургической дезинфекции рук рекомендуется спиртовой препарат *HD*, обладающий бактерицидным, фунгицидным и антивирусным (в отношении вируса СПИДа и гепатита) действием.

На выпуске спецодежды и средств эффективной защиты врача специализируются фирмы США и Канады. Они производят 7 вариантов масок разных видов (водонепроницаемые, мягкие, эластичные), которые гарантируют эффективность фильтрации воздуха на 99,5% частиц в 1 мк.

Кроме того, выпускаются стоматологические нагрудники (10 цветов) размером  $33 \times 46$  см, двух видов (2 слоя ткани и 3 слоя ткани с полиэтиленовым покрытием); салфетки из мягкого и тяжелого искусственного шелка/полиэфира с максимальной абсорбцией, виниловые и латексные перчатки четырех размеров; защитные очки с незапотевающими линзами и в разных вариантах оправы.

К фармакологическим средствам, необходимым для проведения клинического приема больных, относятся средства

коррекции эмоционального и соматического состояния, а также средства для фармако-механического расширения зубодесневой бороздки при получении оттисков (см. рис. 11).

Так, например, Германия производит *Ксантокорд* — нить для ретракции десен с пропиткой и ретракционные кольца *Этипак* пяти размеров в комплекте с жидкостью.

Препараты для ретракции десны: *Расестипен* (№ 0, № 1, № 2) (Франция) — нить, пропитанная хлористым алюминием; *Септокорд* (№ 0, № 1, № 2) (Франция) — нить, пропитанная сульфатом алюминия и калия.

В Германии для фармако-механического расширения зубодесневой бороздки (кармана) при получении оттисков предлагают использовать материал *Трако* — волокнистую хлопчатобумажную сухую нить разной толщины (тонкая, средняя, толстая), чистую или импрегнированную 6% раствором хлорида алюминия. Нить находится в герметичном флаконе, снабженном специальным выпускником, который позволяет использовать для манипуляции отрезок необходимой длины.

Принцип применения нити достаточно прост: отмеряют необходимое количество сухой импрегнированной нити, отрезают ножницами и осторожно вводят в область зубодесневой бороздки препарированного зуба. Неимпрегнированная сухая нить перед использованием должна быть достаточно хорошо смочена в *Альтраке* — готовом к применению 6% растворе хлорида алюминия.

Комплект пустотелых ватных цилиндров с торцевым диаметром 8, 10 и 14 мм производится в Германии под торговым названием *Компрекап*. Они применяются в ортопедической стоматологии для высушивания (в том числе и остановки кровотечения из десневой борозды) твердых тканей зуба и фиксации ретракционной нити при получении двойных оттисков.

Принцип использования материала состоит в следующем. После аппликации ретракционной нити в десневую бороздку на препарированный зуб помещается ватный цилиндр *Компрекап*. Затем выполняется смыкание зубных рядов, что обеспечивает чистую, сухую и открытую десневую бороздку. *Компрекап* и ретракционная нить удаляются непосредственно перед получением корригирующего оттиска.

Плетеная неимпрегнированная ретракционная нить *Стейнгут* (Германия) имеет внутри очень тонкую медную проволоку, которая обеспечивает сохранение приданной ей формы и положения в десневой бороздке. Выпускается трех размеров (тонкая, средняя и толстая). Для увеличения вяжущего и кровоостанавливающего эффекта нить предварительно смачивают в *Гингива Ликвид* — 10% растворе хлорида алюминия гексагидрата.

В качестве вазоконстрикторов используется также *Нафтизин* (Россия), *Санорин* (Чехия), *Галазолин* (Польша), *Оростат* (Германия) и другие препараты.

В качестве альтернативы многочисленным ретракционным нитям специалистами фирмы «Пьер Роллан» предложена специальная паста *Экспасил* на основе хлорида алюминия и каолина, выпускаемая в цилиндрических контейнерах (каждый контейнер рассчитан на ретракцию десны в области 2–3 зубов). После фиксации контейнера в специальном шприц-пистолете на выходное отверстие контейнера устанавливается гибкая полимерная канюля, которая обеспечивает равномерное поступление выдавливаемой поршнем пасты со скоростью 2 мм/с непосредственно в десневую бороздку по периметру шейки зуба. Затраты времени на введение пасты составляют не более 15–20 с. По истечении времени воздействия (до 2 мин) ретракционная паста удаляется с помощью водно-воздушного аэрозоля с одновременным включением слюноотсоса. После удаления пасты десневая бороздка остается сухой и широко открытой.

В стандартный набор входят шприц-пистолет, контейнеры с пастой и гибкие полимерные канюли.

Во время стоматологического лечения используются различные дезодорирующие и антисептические препараты.

Так, в Великобритании выпускаются быстрорастворимые *антисептические таблетки* (розового и зеленого цветов), в состав которых входит бензоат натрия, масло мяты перечной, тимол, ментол, коричное масло, метилсалицилат, сахарин и шипучая основа для ускорения растворения. Способ применения достаточно прост: таблетка растворяется в стакане теплой воды непосредственно перед полосканием полости рта.

В США разработано 12 препаратов, составивших так называемую серию материалов *Брит-RX* для борьбы с грамотрицательными бактериями, которые продуцируют летучие серные соединения, воспринимаемые пациентом и окружающими как «запах из рта». В эту группу материалов входят ополаскиватели, гели для очистки зубов и языка и др.

Особое место занимают средства для проведения местной анестезии, в частности, при препарировании твердых тканей зубов под пломбы, вкладки, полукоронки, коронки, прежде всего у больных с тяжелыми соматическими заболеваниями.

Проведение многих манипуляций предполагает изоляцию рабочего участка полости рта (твердых тканей зубов, слизистой оболочки) от ротовой жидкости в течение того или иного времени. Традиционно для этих целей используется вата в виде валиков. Нестерильные ватные валики из экологически чистого хлопкового

волокна высокого качества, с повышенной гигроскопичностью для поддержания определенного участка полости рта в сухом состоянии выпускают фирмы Италии, США, Великобритании и др.

Эти валики имеют три диаметра — 8,10 и 13 мм. Для их хранения на рабочем месте предлагается использовать пластмассовый дозатор.

В Германии производится различный расходный материал для ежедневного стоматологического приема.

- Отбеленные, не содержащие хлора *ватные ролики Луна* четырех размеров обладают стабильностью формы при нахождении в полости рта, хорошо впитывают слюну, обеспечивая таким образом защиту необходимой поверхности слизистой оболочки и твердых тканей зуба от ротовой жидкости. Для удобства работы и соблюдения гигиенических требований ролики помещены в специальный дозатор *Лунамат*.

- *Ватные ролики Паротисроль* имеют диаметр 9 и 10 мм при длине 80 мм, диаметр 8 и 10 мм при длине 100 мм. Для введения в полость рта ролик складывают пополам, напоподобие буквы «U», и укладывают в нужном месте. При расположении в подъязычном пространстве ролик фиксирует язык, при расположении в переднем отделе преддверия полости рта — отодвигает губу, что обеспечивает хороший доступ к зубам верхней или нижней челюсти. При расположении в боковом отделе преддверия полости рта — служит роторасширителем и впитывает секрет околоушной слюнной железы. Для удобства работы ролики помещаются в специальный дозатор *Паротимат*.

- *Ватные шарики круглой формы* — обладают высокой впитывающей способностью. Мягкие и сохраняющие форму, они сделаны из обезжиренного и отбеленного хлопка. Шарики предназначены для высушивания полостей в твердых тканях зубов и для аппликации лекарственных средств. Производятся пяти размеров. Для удобства работы шарики из упаковки *Рефильс* помещаются в специальный металлический дозатор *Соломат-Н*, который при необходимости может быть подвергнут стерилизации в автоклаве.

- Ватные шарики цилиндрической формы *Этинг Пеллетс* выпускаются трех диаметров — малого, среднего и большого. Кроме высушивания твердых тканей зубов при проведении различных манипуляций, они могут быть использованы для аппликации лекарственных препаратов в форме пасты или геля. Для удобства работы *Этинг Пеллетс* помещаются в дозатор *Соломат-Н*.

Кроме ватных валиков используются *абсорбирующие подушечки* и V-образные самоприклеивающиеся тампоны двух размеров (для детей и взрослых).

Такие тампоны поглощают и удерживают жидкость весом в 30 раз больше, чем их собственный вес. Они удерживают секрет околоушной слюнной железы в течение 15 мин. Тампон представляет собой три слоя материалов: полиэтиленовую пленку (она является наружной поверхностью подушечки), прослойку из абсорбента (полиакрил и целлюлоза) и двойной слой нейлоновой ткани, мягко прилегающей к слизистой оболочке.

Способ применения таких тампонов достаточно прост: подушечка вводится в полость рта V-образным краем внутрь, при этом ячеистая поверхность из нейлоновой ткани должна быть обращена к слизистой оболочке щеки, а глянцевая полиэтиленовая пленка — в противоположную сторону. Через несколько секунд тампон, пропитанный слюной, прочно фиксируется к слизистой оболочке и повторяет особенности ее поверхности.

После завершения процедуры (фиксации несъемных протезов, получения оттисков и др.) поверхность контакта тампона со слизистой оболочкой обильно смачивается водой, и он удаляется из полости рта.

**Для защиты одежды пациента** (рис. 58) при проведении стоматологических манипуляций используются накидки разных размеров из различных материалов. Так, например, Германия производит многоразовые накидки *Дента* синего цвета с «липучками» на вороте, а также одноразовые накидки *Симплекс-Плюс* белого или синего цвета из тонкой полиэтиленовой пленки с покрытием из целлюлозы, обладающей высокой впитывающей способностью (выпускается в виде рулона из расчета на 80 приемов пациентов).

Защитные полиэтиленовые одноразовые фартуки для пациента производятся многими фирмами. Так, например, в Великобритании они выпускаются размером 78 × 54 см, белого, голубого, зеленого и оранжевого цветов. Эти фартуки компактно упакованы в рулоны. Для надежной защиты одежды пациента выпускаются накидки размером 54 × 54 см из полиэтиленовой пленки с абсорбирующим покрытием из целлюлозы.

Для складывания и защиты стерильных инструментов при проведении клинического стоматологического приема

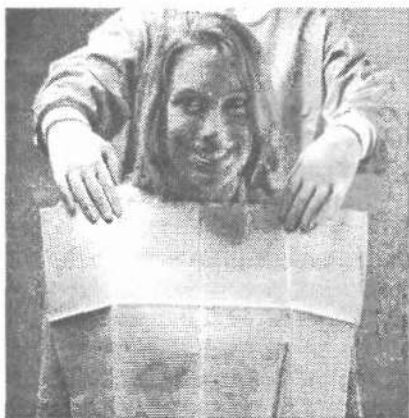


Рис. 58. Салфетка для защиты одежды пациента

могут быть использованы стерильные одноразовые бумажные салфетки *Штери-Квик* размером 350 × 500 мм, 500 × 700 мм и 700 × 1000 мм с односторонним полиэтиленовым покрытием (Германия).

При проведении клинического приема большое внимание уделяется **обеззараживанию оттисков и протезов**. Оттиски, извлеченные из полости рта пациентов, ополаскиваются струей проточной воды в течение 1 мин. Затем они погружаются в дезинфицирующий раствор в зависимости от вида обеззараживающего средства и оттискного материала (см. табл. 13).

Дезинфекцию оттисков проводят в эмалированной или стеклянной посуде под закрытой крышкой (можно в эксикаторе), при полном погружении оттисков в раствор. При этом уровень раствора над оттиском должен быть не менее 1 см. По окончании процедуры оттиски извлекают из раствора и промывают струей проточной воды в течение 1 мин для смывания остатков дезинфектанта.

При проведении этой процедуры следует соблюдать следующие меры предосторожности:

- 1) рабочие растворы готовить в вытяжном шкафу при работающей приточно-вытяжной вентиляции;
- 2) дезинфекцию проводить в резиновых перчатках, защитных очках. По окончании работы руки следует вымыть с мылом и смазать кремом;
- 3) избегать попадания препаратов в глаза и на кожу. Если же это случается, то пораженную область быстро, тщательно и обильно промывают водой.

Готовые протезы и их полуфабрикаты (восковые шаблоны, восковые базисы с искусственными зубами, индивидуальные ложки, каппы, коронки, мостовидные и другие протезы) промывают в проточной воде в течение 2 мин. Для дезинфекции их погружают в 3% раствор перекиси водорода на 30 мин. Обеззараженный протез ополаскивают водой перед введением в полость рта.

В Германии для дезинфекции оттисков (альгинатные, силиконовые, полисульфидные) и полуфабрикатов протезов предложен готовый к применению раствор *MD-520*, в котором активными веществами являются четвертичные аммониевые соединения и альдегиды. Раствор обладает бактерицидным, фунгицидным и антивирусным (в отношении вирусов гепатита и СПИДа) действием. Для этого в специальную банку с раствором с помощью специальных приспособлений (зажимов-фиксаторов) погружается одновременно 2 оттиска на 5 мин.

За последнее десятилетие усилилось внимание к проблемам инфицирования в стоматологическом кабинете (рис. 59). США пред-



Рис. 59. Средство для дезинфекции различных поверхностей оборудования стоматологического кабинета

лагает широкий выбор одноразовых материалов *Диспоза-Шилд* для защиты тех участков стоматологического кабинета, которые не подлежат автоклавированию. Упаковки материалов имеют удобную для использования конструкцию, помогающую избежать риска заражения всего объема используемой пленки. Коробки с покрытием монтируются на стене или просто фиксируются на поверхности рабочего места при помощи специальных приспособлений. Набор содержит 4 покрытия:

- *Диспоза-Шилд-1* — легко приклеиваемая полиэтиленовая пленка, удобная для общего применения: защиты ручек световых приборов и предметов стоматологического кабинета, контрольных панелей и выключателей, а также других малых поверхностей, к которым обычно прикасаются во время клинического приема.
- *Диспоза-Шилд-2* — рулон пленки, предназначенный для покрытия частей оборудования, таких, как трехфункциональный шприц и воздушный мотор. Футляр имеет длину 45 см и удобен для покрытия конечной части шланга каждого инструмента. Пленкой легко покрыть большие или круглые детали благодаря уникальной рулонной форме.
- *Диспоза-Шилд-3* — заууженный рулон шириной 45 см, предназначенный для защиты шланга воздушной турбины и головки наконечников *Кавитрон*. Он также удобен для наконечника слюноотсоса.
- *Диспоза-Шилд-4* — специальная форма защитного покрытия для подголовника кресла и трубки рентгеноаппарата.

Для проведения дезинфекции широко применяются следующие отечественные материалы:

- *Амоцид* — средство для дезинфекции помещений и белья;
- *АХД 2000-специаль* и *Лизанин* — кожные антисептики;
- *Лизоформин-3000* — средство для дезинфекции и стерилизации инструментов.

Известны также дезинфицирующие растворы из Германии: безальдегидный концентрат *FD-312* и аэрозоль *FD-322*, средства *Воко-септ* (концентрированный раствор, аэрозоль), *Спирекс*, *Сольвитан*.

Дезинфицирующее средство *Медстар Хлоронекс* (Великобритания) выпускается в аэрозольной упаковке. Содержит в своем составе хлоргексидина глюконат (0,02%) и этиловый спирт (70%). Обладает бактерицидным и фунгицидным действием. Используется для дезинфекции любых твердых поверхностей, включая стоматологические кресла, рабочие столики, инструменты и т. д. Средство пригодно для санитарной обработки пола и стен кабинета. Для этого его распыляют в течение 10 с.

Кроме этого, выпускаются дезинфицирующие салфетки (размером 200 × 140 мм) с цитрусовым ароматом в пластмассовых контейнерах для обработки медицинского оборудования и инструментов (рис. 60). Активные вещества этих салфеток (спирты и четвертичные соединения аммония) обеспечивают широкий спектр действия: бактерицидное (уничтожает микобактерии туберкулеза за 1–5 мин), фунгицидное и антивирусное (в течение 30 с действует против вируса гепатита В и СПИДа).

**Предстерилизационная обработка инструментов**, проводимая медицинской сестрой или помощником врача, предполагает механическое (чаще всего ручное) удаление с их поверхности остатков тех или иных клинических материалов. Так, например, для очищения поверхностей от остатков гипса можно использовать специальный растворитель для гипсов *Роклин* (Япония), *Гипсол* и *УЛ-10* (Германия).

Великобритания рекомендует для использования в кабинете универсальный аэро-



Рис. 60. Бактерицидные одноразовые салфетки для обработки в кабинете протезов и их полуфабрикатов, а также различных непористых поверхностей



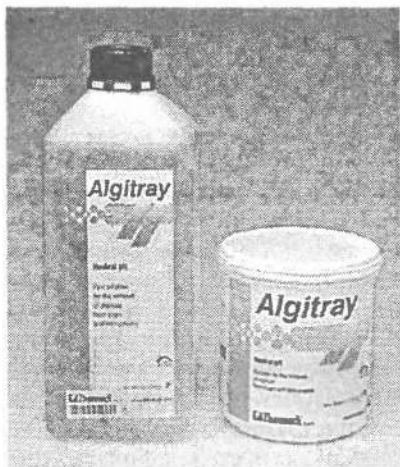


Рис. 61. Мощное средство для удаления остатков альгинотных оттисковых масс из резиновой чаши и со шпателей

зольный растворитель с апельсиновым запахом на основе терпеновых масел. Материал предназначен для очистки оттисковых ложек от любых альгинатов (рис. 61), гипса, силиконовых материалов. При этом оттисковой материал растворяется за 30 с. В случае необходимости возможно использование препарата для очистки от альгинатов кожи лица и губ пациента (материал не раздражает кожу и слизистую оболочку полости рта).

Для удаления остатков воска с инструментов, оборудования и т. д. рекомендуют использовать раствор ВСЛ-3 (Германия), а для замачивания

и самостоятельной очистки оттисковых ложек и инструментов применять жидкость *Трейпул*, которая может быть использована и для ультразвуковой очистки.

Наиболее прогрессивным является метод ультразвуковой мойки в ванне с очищающим раствором. Так, например, ультразвуковой очиститель *Флюкса* (Италия), имеющий объем 3,2 л, позволяет проводить одновременную обработку металлических оттисковых ложек и инструментов. Кроме того, в этой же стране разработана специальная упаковочная машина *Аксиома*, которая осуществляет предстерилизационную упаковку инструмента в защитные одноразовые пакеты, что дает возможность сохранять стерильность инструментов длительное время и без дополнительных затрат.

Для стерилизации стоматологических инструментов в клиниках используют различные автоклавы. Так, например, в электронных стоматологических автоклавах для стерилизации *Прима*, *Проксима*, *Экзакта* (Италия) управление всеми фазами процесса стерилизации осуществляется автоматически.

Все модели имеют интерфейс с принтером и персональным компьютером для протоколирования процесса стерилизации. Объем камеры составляет 17 л. Время стерилизации равно 4–20 мин (общее время автоклавирования 23–50 мин).

Удаление воздуха из камер автоклавов осуществляется методом термодинамического вытеснения. *Прима* снабжен четырьмя

стандартными программами стерилизации и дезинфекции, *Экзакта* и *Проксима*, кроме девяти стандартных и одной индивидуальной (задаваемой пользователем) программ, имеют вакуумную сушку — единственный способ, позволяющий в конце процесса стерилизации получать из камеры абсолютно сухие инструменты.

Методы стерилизации характеризуются соотношением между температурой и временем. Существует четыре 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.

В США производятся наборы оборудования (автоклав, термостат) и индикаторов для контроля качества стерилизации. Биологический индикатор *Этест* предназначен для контроля за проникновением пара в труднодоступные участки инструментов и помещается в автоклав для контроля за стерилизационным циклом.

По завершении цикла 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. Лента имеет длину 55 м при ширине 1,25 см и 1,9 см.

В Швейцарии для дезинфекции стоматологических инструментов с помощью специального раствора под давлением рекомендуют использовать специальный прибор *Терминатор*, а для паровой стерилизации — *Ультраклав М9*, который оснащен микропроцессором и принтером.

Во многих странах мира врачи давно отказались от сухожаровых шкафов, которые «укорачивают жизнь» дорогостоящим инструментам. Мягкая паровая стерилизация эффективно борется со СПИДом и другими инфекциями.

# ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ОСНОВНЫХ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ С ОРГАНИЗМОМ ЧЕЛОВЕКА (КЛИНИЧЕСКОЕ МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЕ)

Основные стоматологические материалы, кроме набора требуемых свойств, обладают побочными качествами, так как до сих пор не создано ни одного идеального из них. Поэтому клиническое материаловедение, помимо прочего, изучает взаимодействие материалов и организма человека (больного и врача).

Клинические проявления взаимодействия организма больного и материалов, применяемых при протезировании полости рта, зависят от соматического и психического состояния, возраста, пола, характера и протяженности дефектов зубного ряда, состояния зубов и тканей пародонта и др.

Следует учитывать, что основные материалы и протезы (съёмные и несъёмные) в своих клинических проявлениях взаимодействия с организмом дают, как правило, «суммарный» эффект, который очень часто представляет большие трудности для диагностики и лечения. Этот вопрос рассматривается в их тесной взаимосвязи и взаимообусловленности.

Можно выделить различное действие материалов на организм:

- а) механическое;
- б) токсическое: общее, местное (непосредственное и опосредованное);
- в) аллергическое (гиперчувствительность немедленного и замедленного типа);
- г) термоизолирующее.

**Механическое действие** материалов зависит от вида материала и в большей степени — от площади контакта с тканями и органами полости рта. Так, для полимеров, используемых в качестве базиса съёмного протеза, такими тканями являются слизистая оболочка альвеолярной части челюсти и твёрдого нёба, эмаль естественных зубов, с которой контактирует базис.

Механическое действие полимерного или металлического базиса протеза порой может носить характер острой травмы с наруше-

нием целостности строения слизистой оболочки. Выраженность клинических проявлений также весьма многообразна — от локального до разлитого покраснения с явлениями отечности мягких тканей.

Могут наблюдаться очаги катарального воспаления, а также эрозии и гиперпластические разрастания. Таким образом, механический фактор раздражения находится в тесной этиологической и патогенетической связи с развитием очаговых и разлитых стоматитов.

Механическое действие материала изменяется в зависимости от срока действия материала, варибельности его физико-механических свойств. Так, например, у полимеров в условиях полости рта происходит набухание, вызывающее линейно-объемные изменения.

Поэтому чем дольше находится в полости рта такой полимерный протез, тем больше он проявляет свое механическое действие на слизистую оболочку десневого края, вызывая при этом воспаление. Интенсивность и выраженность механического действия полимера находится в прямой связи с соблюдением технологической дисциплины в процессе работы зубного техника с ним.

Механическое действие материала на ткани и органы полости рта зависит от физико-механических свойств. Так, прочность материалов на истирание различна — у фарфора и сплавов металлов значительно выше, чем у полимеров. Поэтому при контакте с твердыми тканями зуба пластмасса, как менее прочный материал, стирается быстрее.

При контакте же сплавов металлов и фарфора с твердыми тканями зубов-антагонистов стиранию в большей степени подвержены твердые ткани зуба, чем основной материал.

Степень выраженности клинических проявлений при этом зависит от площади контактирующих поверхностей (твердые ткани зуба и тот или иной протетический материал на зубе-антагонисте), вида прикуса, состояния твердых тканей, устойчивости зубов, возраста пациента и т. д. Поэтому в одних случаях будет доминировать убыль твердых тканей зуба-антагониста с соответствующей клинической картиной, в других — преобладать явления функциональной перегрузки пародонта.

- ♦ Ошибки, допущенные при протезировании больных, а также в технологии протезов, усиливают механическое действие материалов, а также травмирующий эффект протезов на ткани протезного ложа и пародонт опорных зубов и зубов-антагонистов.

**Токсическое действие** основных материалов связано с их составом и свойствами (физическими, химическими, токсикологическими и др.). Входящие в состав ряда полимеров наполнители,

пластификаторы, стабилизаторы, красители — как в сочетании друг с другом, так и каждый в отдельности — могут обладать токсическим действием. Однако главным токсикогенным фактором акриловых пластмасс является их мономер.

Разрушение полимерных материалов приводит к ухудшению их механических свойств и имеет общее название — старение полимеров. В основе старения сополимеров и композиций на их основе лежат различные физико-механические процессы, связанные с разрывом макромолекулярных цепей и образованием более низкомолекулярных продуктов. Процессы эти называются деструкцией, и протекают они в сополимерных стоматологических композициях под воздействием биологических сред, механических напряжений, значительных перепадов температур.

В прикладном материаловедении разработан ряд методов — сополимеризация, пластификация, поперечная сшивка, различные технологические режимы и др., — позволяющих направленно изменять не только физико-механические, химические, но и токсикологические свойства стоматологических материалов.

*Токсичность полимеров* для организма больного находится в прямой зависимости от массы материала, объема и площади протеза, а также клинического состояния тканей протезного ложа. Имеет значение и нарушение соотношения порошка и жидкости пластмассы, так как при этом также может увеличиваться токсическое действие материала.

*Токсическое действие мономера* проявляет себя и при реставрации протезов непосредственно в полости рта больного с использованием быстротвердеющей пластмассы. Практически любой полимер в жидкотекучем состоянии при непосредственном контакте со слизистой оболочкой, как наиболее ранимой тканью, оказывает токсическое действие. Выраженность его зависит от времени действия, площади контакта, фазового состояния материала, состояния слизистой оболочки и др.

Клиническими признаками стоматита токсико-химического генеза от действия акриловых базисных пластмасс являются: быстрое появление симптомов жжения и сухости в пределах площади контакта на фоне гиперемии слизистой оболочки.

Кроме местного непосредственного токсического действия полимера, в организме человека могут наблюдаться и общие изменения. К ним можно отнести обострение хронических заболеваний желудочно-кишечного тракта, диспептические явления, астенизацию и др.

Токсическое действие полимеров в полости рта может проявить себя опосредованно через продукты метаболизма микроорганизмов, в изобилии живущих под базисом съемного протеза и на

его внутренней поверхности. Кроме того, из-за цитотоксического и цитолитического действия компонентов пластмассы, в частности мономера, развивается дисбактериоз. Это вкупе с термоизолирующим действием полимерного базиса протеза усиливает токсический эффект основного материала.

**Термоизолирующее действие** протеза зависит от структурных свойств и линейно-объемных параметров базиса протеза. При этом, кроме нарушений аэрации слизистой оболочки, меняется терморцепторное восприятие, например холодной или горячей пищи. Повышение температуры под пластмассой базиса протеза способствует разрыхлению, мацерации слизистой оболочки протезного ложа, увеличению проницаемости сосудистой стенки.

Термоизолирующее действие пластмассы провоцирует появление и усиливает аллергические реакции организма.

**Аллергическое действие.** Аллергеном принято считать вещество белковой природы, вызывающее развитие аллергической реакции. Если внедрение в организм вещества приводит к развитию аллергической реакции, то его называют аллергеном, если к развитию иммунной реакции — антигеном. Однако аллергические реакции могут вызывать вещества не только антигенной природы, но и вещества, не обладающие этими свойствами.

♦ **Аллергия** (греч. *allos* — другой и *ergon* — действие) — измененная чувствительность или реактивность организма к повторным воздействиям на него микробов, чужеродных и собственных трансформированных белков.

К ним относятся многие микромолекулярные соединения, например лекарственные препараты, простые химические вещества (хром, никель и др.), а также более сложные продукты небелковой природы (мономер). Эти вещества называют гаптенами. При попадании в организм они не включают иммунных механизмов, а становятся антигенами только после соединения с белками тканей организма. При этом образуются так называемые конъюгированные (или комплексные) антигены, которые сенсibilизируют организм.

♦ **Сенсibilизация** — это повышение чувствительности организма к антигенам экзогенного или эндогенного происхождения.

При повторном поступлении в организм эти гаптены (аллергены) часто могут соединяться с образовавшимися антителами и/или сенсibilизированными лимфоцитами уже самостоятельно, без предварительного связывания с белками. Роль гаптена может вы-

полнять иногда не все химическое вещество, а определенная его часть, группировка.

Одинаковые группировки могут находиться в составе различных химических веществ. Поэтому при сенсibilизации к одному химическому веществу возможны аллергические реакции и на другие химические вещества, имеющие аналогичные группировки.

Чаще реакции на основные материалы у больного (а порой и врача) протекают по типу идиосинкразии.

- ♦ *Идиосинкразия* (греч. *ideos* — своеобразный, необычный и *syngk-rasis* — смешение) — повышенная чувствительность организма к определенным веществам и воздействиям (пищевым продуктам, медикаментам и пр.).

Проявлением аллергической реакции на основные стоматологические материалы являются стоматиты, которые относят к группе контактных, так как проникновение гаптен (остаточного мономера, металлов) обусловлено контактом со слизистой оболочкой полости рта. При этом очаг поражения находится в проекции границ протеза.

В настоящее время с целью ортопедического лечения используют самые различные сплавы металлов, в состав которых входят хром, железо, никель, титан, марганец, кобальт, цинк, серебро, золото, бериллий и др. (около 20 металлов). Естественно, что степень воздействия металла как материала для зубных протезов зависит от многих факторов, среди которых существенное значение имеет технология и, соответственно, технологическая дисциплина.

Так, например, сильный или длительный разогрев металла ведет к образованию вдоль границ структурных зерен оксидов; неправильный выбор формовочной массы влечет за собой сернистое загрязнение литья и т. д. Увеличение содержания примесных элементов (никель, хром, железо, медь, марганец) в слюне при этом создает предпосылки для развития аллергических, токсических и других заболеваний (гингивиты, лейкоплакия, красный плоский лишай, глоссалгия).

При пользовании зубными протезами из нержавеющей стали или КХС могут возникать гальванические токи, которые воздействуют непосредственно на клетки, изменяя их мембранный потенциал, ионный обмен и т. д. При раздражении рецепторных приборов полости рта изменяется их возбудимость, адаптация, извращается вкусовая чувствительность.

Потенциалы металлических включений могут быть настолько велики (70 мА и больше), что во время еды случайный контакт алюминиевой ложки с мостовидным протезом сопровождается

ощущением «удара» током, мерцанием в глазах. Больные жалуются на боль, жжение в кончике и боковых поверхностях языка, металлический привкус в полости рта, усиливающиеся к вечеру, боль в глазах, головные боли, потерю аппетита, тошноту, раздражительность.

Появление электрического потенциала и электрохимическое взаимодействие включений между собой и слюной как электролитом является причиной выхода в слюну и ткани полости рта большого количества ионов металлов: железа, марганца, хрома. А накопление в тканях элементов, например никеля, хрома и других, не может быть безразличным для организма человека.

Ионы хрома легко проникают через слизистую оболочку и даже неповрежденную кожу. Этим объясняется появление металлического привкуса и замедленное заживление поражений слизистой оболочки полости рта при язвах, эрозиях, хейлитах, красном плоском лишае, лейкоплакии, так как известно, что ионы хрома и никеля накапливаются в местах воспаления.

Кроме вероятного избыточного образования оксидов, трудностей со шлифованием и полированием, хромоникелевые сплавы имеют сомнительную инертность. Бериллий, обычный компонент таких сплавов, добавляемый для улучшения литейных свойств и ограничения образования оксидов, считается потенциальным канцерогеном и представляет опасность для лаборантов, которые могут вдыхать бериллий и его соединения в виде пыли, если не предусмотрены соответствующие меры предосторожности. Концентрация бериллия на поверхности отливки несоизмеримо выше его процентного соотношения в остальной части. И для него, и для никеля характерно потенцировать растворение друг в друге в кислом растворе. Оклюзионный износ и растворение могут быть фактором высвобождения никеля и бериллия в экспериментально созданных условиях полости рта. Количество проглатываемого бериллия неизвестно, но считается, что он кумулирует в организме.

Никель способен вызывать аллергическую реакцию у чувствительных людей. Он дает больше аллергических дерматитов, чем все остальные металлы, вместе взятые. По мнению ряда исследователей, приблизительно у 4,5% всего населения имеется чувствительность к никелю, причем реакция в 10 раз более вероятна у женщин, чем у мужчин.

Сплавы металлов, находящиеся в полости рта в виде зубных протезов, постоянно омываются слюной, которая выполняет роль электролита. Происходящие при этом электрохимические процессы (коррозия) сопровождаются избытком водородных ионов, а стало быть — повышенной кислотностью.



Это проявляется и подтверждается клинически. У пациентов, имеющих зубные протезы из КХС или нержавеющей стали, появляется чувство жжения, которое переходит в отек слизистой оболочки щек, языка, губ, мягкого неба и глотки, с нарушением всех видов чувствительности.

Изменения в полости рта сопровождаются эмоциональной лабильностью, раздражительностью, канцерофобией, бессонницей и т. д. Если у больного имеется системное заболевание, то, как правило, в это время наступает его обострение.

Поэтому весь комплекс симптомов, предъявляемых больным после наложения металлических протезов, представляет большие диагностические трудности выяснения природы стоматита. Порой трудно определить генез — токсический или аллергический.

Наибольшую ценность при диагностике аллергических стоматитов, обусловленных зубными протезами из металлов и полимеров, представляет сочетание различных методов исследования: полноценность сбора анамнеза (стоматологического и аллергологического), проведение различных экспозиционно-провокационных проб, кожных проб на гаптены (кобальт, хром, никель), клинические анализы крови, исследования слюны.

Для аллергического стоматита, вызванного пластмассой базиса съемного протеза, типичны жалобы на невозможность пользования протезом из-за постоянного чувства жжения слизистой оболочки протезного ложа, языка, щек, губ, сопровождающегося сухостью (гипосаливацией) с вязкой пенистой слюной.

Слизистая оболочка в пределах размеров протеза имеет ярко-красный блестящий вид. Такая симптоматика после прекращения пользования протезом медленно идет на убыль. В тех случаях, когда выражены общие проявления в виде крапивницы (дерматита), обострения соматического заболевания, больные обращаются за помощью к врачам других специальностей.

Аллергическое влияние основных материалов на организм больного является своего рода результирующей механического, токсического и термоизолирующего эффектов, так как одно действие усугубляет другое и создает предпосылки к максимальной выраженности третьего.

Естественно, что организм человека адекватно реагирует на «агрессивное» воздействие основных материалов развитием различных компенсаторно-приспособительных реакций и механизмов, направленных в конечном счете на восстановление нарушенного равновесия.

Поскольку влияние основных материалов можно рассматривать на различных уровнях, то и происходящие изменения (ответ-

ные реакции) также нужно изучать на тканевом, клеточном, органном, системном и организменном уровнях.

Изучение этих изменений детально рассматривается в курсе алергологии, токсикологии, внутренних болезней и других специальностей. Поэтому для ортопедической стоматологии наиболее существенным является рассмотрение вопроса о действии организма человека на физико-механические, химические свойства основных материалов, определяющих их долговечность в конструкции протеза, на динамику изменения этих свойств и на их клинические проявления.

**Влияние организма человека на протетические материалы.** Условно это влияние можно определять с позиций организма как единого целого и жевательного аппарата как части организма, т. е. как его непосредственное действие. Опосредованное действие организма на основные стоматологические материалы проявляется через микрофлору полости рта.

Протетические материалы испытывают механическое воздействие при жевании. Это, как правило, нагрузки на сжатие, изгиб, растяжение и удар. Соответственно фазам жевательных движений протез подвергается большому количеству циклических знакопеременных нагрузок, быстро меняющихся как во времени, так по силе и направлению.

Следует отметить также биологическое воздействие организма человека на материалы. Факторами, влияющими на процесс биодеструкции и старения стоматологических материалов, является воздействие биологических сред (в первую очередь слюны), влияние кислорода воздуха, пищевых продуктов (химическое воздействие), перепадов температур (физическое воздействие) и пр.

**Действие основных материалов на организм врага-стоматолога** напрямую связано с проведением тех или иных клинических мероприятий с этим материалом и в большей степени проявляется в его механическом (травмирующем) характере. При этом механической травме могут подвергаться кожные покровы рук и лица, глаза, верхние дыхательные пути, особенно в том случае, если врач не использует индивидуальные средства защиты — перчатки, маски, очки.

Чаще всего травмирующее действие основных материалов наблюдается при проверке металлического каркаса протеза и его наложении. При этом материал протеза подвергается механической обработке режущими инструментами. Частицы сплавов металлов в виде стружки, опилок и пыли могут травмировать глаза и кожные покровы лица и рук, а пластмассовая стружка и пыль опасны для верхних дыхательных путей. Такому же воздействию основных

материалов в своей работе постоянно подвержены зубные техники. В связи с этим необходимо соблюдать меры индивидуальной защиты (перчатки, маски, очки) и правила работы с материалом (положение рук, постоянное увлажнение поверхности материала и т. д.).

Токсическое действие основных материалов на организм врача и зубного техника в большей степени проявляется при работе с мономером пластмассы, отбелами и кислотами.

Нарушение правил работы с мономером (его избыток, незакрытый флакон) приводит к повышенному содержанию его паров в воздухе. Клиническим проявлением такого общего токсического действия на организм являются признаки вазомоторного ринита, конъюнктивита, кратковременное ухудшение самочувствия. Естественно, что зубной техник, в силу специфики своей работы, имеет постоянный контакт как с парами мономера в воздухе, так и с жидкотекучей пластмассой. Поэтому все работы с пластмассой должны проводиться в строгом соответствии с правилами техники безопасности не в основном производственном помещении, а во вспомогательном — полимеризационной комнате, специально оснащенной для этого и оборудованной системой вытяжки. Постоянный контакт кожных покровов рук с пластмассой может привести к развитию дерматита.

Таким образом, следует отметить, что многие стоматологические материалы могут оказывать механическое, токсическое или аллергическое воздействие на человеческий организм. В свою очередь, введенные в полость рта протетические и пломбировочные материалы подвергаются механическому, биологическому (в основном ферментативному), физическому и химическому влиянию. Особенности этого взаимодействия должны хорошо знать стоматологи и зубные техники, чтобы предупреждать или уменьшать их проявления.

## СПРАВОЧНЫЕ ТАБЛИЦЫ

Таблица 1

**Типоразмеры стандартных металлических оттисковых ложек**  
(по данным фирмы «Жермак», Италия)

Типоразмер ложки	Ширина ложки, мм	Длина ложки, мм	Высота наружного борта, мм
Для верхней челюсти			
№ 1	63	48	15
№ 2	67	51	15,5
№ 3	72	54	16
№ 4	74	57	16
№ 5	79	62	17
Для нижней челюсти			
№ 1	70	50	15
№ 2	72	52	17
№ 3	77	54	18
№ 4	78	55	19
№ 5	84	60	20

Таблица 2

**Основные физические свойства оттисковых материалов**  
(по W. O'Brien, G. Ruge, 1978)

Материал Свойство	Агар	Альгинатные	Тиоколовые	Силиконовые	Полиэфирные
Восстановление после упругой деформации, %	98,9	97,3	97,3	99,5	98,9
Упругость, %	11	12	7	5	2
Скольжение, %	—	—	0,5	0,09	0,03
Точность воспроизведения, мкм	25	75	25	25	25
Усадка, %	—	—	0,25	0,6	0,3

Таблица 3

**Основные физические свойства гипса**  
(по М. Piyanelli, 1974)

Физические свойства	β-гипс	α-гипс	α-гипс модифицированный
Соотношение воды/порошка	0,50	0,32—0,35	0,22—0,24
Расширение при кристаллизации	0,3—0,5	0,1—0,2	0,06—0,1
Твердость по Роквеллу, МПа	20	80	90
Сопротивление сжатию влажного гипса, кг/см <sup>2</sup>	85	210	320
Сопротивление сжатию сухого гипса, кг/см <sup>2</sup>	280	560—630	700—770

Таблица 4

**Физические характеристики различных типов гипса**  
(по данным фирмы «Вип Микс», США)

Торговая марка гипса	Тип гипса	Цвет	Соотношение воды и гипса, мл/г	Рабочее время, мин	Коэффициент расширения, %	Сопротивление сжатию, кг/см <sup>2</sup>	
						влажного гипса	сухого гипса
Прайме-Рок	V	Фиолетовый, желтый	20 : 100	7	0,13	635	1200
Резин-Рок	V	Серый, голубой, персиковый	20 : 100	7	0,08	7000 psi (48 МПа)	11000 psi (76 МПа)
Джайд Стоун	V	Зеленый, синий	22 : 100	4-6	0,13	530	985
Силки-Рок	IV	Фиолетовый, белый, желтый	23 : 100	3-6	0,09	442	915
Дай-Рок	IV	Канареечно-нефритовый, розовый	23 : 100	3-5	0,10	390	850
Супер-Дай	III	Желтый	23 : 100	1-2	0,08	390	850
Микростоун	III	Золотой, белый	28 : 100	3-6	0,12	320	600
Квикстоун	III	Зеленый, синий, бежевый, розовый	28 : 100	3-5	0,12	280	560
Ортодонтический гипс	II	Белый	37 : 100	7-8	0,20	250	460
Лабораторный гипс	II	Белый	45 : 100	2-4	0,20	105	232
Ортодонтический гипс	I	Белый	28 : 100	4-6	0,09	320	600
Кюветный гипс	I	Бежевый	35 : 100	4-5	0,30	210	425
Моментальный гипс	I	Розовый	24 : 100	1-1,5	0,15	420	985
Установочный гипс	I	Белый, синий	28 : 100	1	0,08	322	600
Окклюзионный гипс	I	Белый	32 : 100	1	0,15	230	500
Установочный гипс-2	I	Белый	62 : 100	1	0,09	45	126

Таблица 5

**Физические характеристики некоторых сортов гипса**  
(по данным фирмы «Хереус Кульцер», Германия)

Торговая марка гипса	Тип гипса	Соотношение воды и гипса, мл/г	Время			Коеффициант расширения через 2 ч, %	Сопротивление сжатию через 1 ч, МПа (Р/мм <sup>2</sup> )
			замешивания в вакуумном смесителе, с	получения гипсовой модели, мин	твердения гипсовой модели, мин		
Окта-Фикс	II	100 : 29	30	3-4	—	0,03	18
Окта-Бастер	II	100 : 50	30	4-10	30	0,14	8
Окта-KFO	III	100 : 35	30	5-12	45	0,20	23
Окта-Мол	III	100 : 30	30	4-7	30	0,16	30
Окта-Дур	III	100 : 30	30	6-12	45	0,09	32
Окта-Флоу	III	100 : 25	30	4-9	30	0,09	45
Окта-Бэйз	III	100 : 26	30	4-8	30	0,09	45
Окта-Стоун НФ	IV	100 : 21	30-45	7-10	45	0,08	54
Окта-Стоун	IV	100 : 21	45	5-12	45	0,08	55
Окта-Стоун М	IV	100 : 22	30-45	6-11	45	0,08	53
Окта-Ре	IV	100 : 21	30-45	7-14	45	0,08	54
Окта-Рок	IV	100 : 21	30-45	10-11	45	0,08	54

Примечание. Упаковка гипса II и III типа (25 кг) рассчитана для получения 165 моделей челюстей, а упаковка IV типа (20 кг) — 132 моделей челюстей. Гипс марок *Окта-Флоу* и *Окта-Бэйз* применяют для получения цоколя разборных и неразборных комбинированных гипсовых моделей челюстей с гипсом IV типа.

**Сравнительная характеристика свойств  
ряда альгинатных оттисковых материалов  
(по данным фирмы «Жермак», Италия)**

Наименование Свойство	Фэйз Плюс	Гидрогум Эластик	Гидрогум Софт	Ортопринт
Вес, г	453	500	453	500
Цвет	Фиолетовый (хроматический трехфазный альгинат);  1) фиолетовый цвет — время смешивания;  2) красный цвет — время обработки;  3) белый цвет — введение в полость рта	Зеленый	Розовый	Розовый
Аромат	Хлорофилла	Мятный	Тропический	Ванильный
Упругость	Жесткость после гелеобразования	Упругий	Сверхупругий	Чрезвычайно упругий
Тиксотропия	Да	Да	Да	Да
Время обработки и схватывания	Малое	Малое	Малое	Сверхмалое
Время, с:				
— замешивания;	45	30	30	30
— обработки;	95	70	70	65
— пребывания в полости рта;	60	60	60	60
— схватывания	155	130	130	110
Упругое восста- новление, %	99	98	98	98
Остаточная деформация, %	11,5	11,7	11,9	11
Сопротивление сжатию, МПа	1,4	1,2	1	1,2
Срок хранения, лет	5	5	5	5



Таблица 7

**Характеристика поликонденсационных  
силиконовых оттисковых материалов**  
(по данным фирмы «Жермак», Италия)

Параметр	Зетаплюс	Орэнвош	Тиксофлекс
Вязкость	Высокая	Низкая	Высокая
Катализатор	Гелевый или жидкий		
Время, с:			
— замешивания	30	30	30
— полное рабочее	75	75	120
— твердения	270	300	330
Восстановление после деформации, %	> 98	> 99	> 99
Линейные изменения, %	$\leq 0,2$	$\leq 0,7$	$\leq 0,7$
Дезинфекция:	Глутаральдегид 0,5%, бензалкония хлорид 0,5%		
— растворы			
— время, мин	10		
Получение моделей (время с момента получения оттиска)	0,5–72 ч		

Таблица 8

**Прочность некоторых сортов гипса**

Торговая марка	Фирма-производитель	Цвет гипса	Прочность, Н/мм <sup>2</sup>
<i>Обычный гипс:</i>			
Гилупластер	«Гилун»	Белый	12
Молдабастер-S	«Байер»	Белый	9
<i>Твердый гипс:</i>			
Гилудур	«Гилун»	Синий	30
Мольдано	«Байер»	Синий	20
Гилдент	«Гилун»	Светло-коричневый	60
Гилпласт	«Гилун»	Абрикосовый	60
Гилстоун	«Гилун»	Коричневый	50
Мольдастоун	«Байер»	Коричневый	35

**Характеристики оттисковых материалов Вигален**  
(по данным АО «Медполимер»)

Показатель	Требования ISO	Вигален-30	Вигален-35	Вигален-40
<b>Консистенция пасты, мм:</b> — низкая вязкость — средняя вязкость — высокая вязкость	Не менее 36 31–39 Не более 32	Не более 32	34–36	38–40
<b>Рабочее время, мин</b>	Не менее 1,5	Не менее 2	Не менее 2	Не менее 2
<b>Остаточная деформация сжатия, %:</b> — низкая вязкость — средняя вязкость — высокая вязкость	0–2 0–2 2–3,5	0	0	0
<b>Деформация сжатия, %:</b> — низкая вязкость — средняя вязкость — высокая вязкость	2–20 2–20 2–20	до 15	4–15	2–10
<b>Линейная усадка за 24 ч, %:</b> — низкая вязкость — средняя вязкость — высокая вязкость	0–0,35 0–0,35 0,35–0,9	0,4	0–0,2	0–0,2

Таблица 10

**Рекомендации по получению оттисков из массы  
Репросил-NF (по данным фирмы «Дентсплай», США)**

Способ применения	Вязкая масса	Текучая масса
Инструменты для приготовления смеси	Мерные ложки, синяя и белая	Подкладки для замешивания
Пропорции	1 : 1 (по объему)	1 : 1 (по объему)
Время замешивания	30 с	30 с
Рабочее время (от начала замешивания при 23° С)	2 мин 15 с	2 мин 30 с
Время полимеризации	5 мин	5 мин
Минимальное время выдержки в полости рта	4 мин	4 мин

Таблица 11

**Характеристики силиконового оттискового материала  
Репросил-NF (по данным фирмы «Дентсплай», США)**

Техническая характеристика	Вязкая масса	Текучая масса
Классификация BS 4369	Кат. А, тип 1, вязкость высокая	Кат. А, тип 3, вязкость низкая
ADA № 19	Тип 1, вязкость очень высокая	Тип 1, вязкость низкая
ISO № 4823	Кат. А, тип 1, вязкость высокая	Кат. А, тип 3, вязкость низкая
Изменение размеров (усадка):		
1 ч	0,05%	0,05%
24 ч	0,07%	0,07%
7 дней	0,07%	0,07%
Усадка при сжатии	0,25%	0,25%
Упругая деформация	0,050 мм	0,020 мм
Максимальная деформация при сжатии	2,5%	5%
Срок хранения при комнатной температуре	24 мес.	24 мес.

Таблица 12

**Рабочие характеристики оттисковых материалов  
фирмы «Медстар» (Великобритания)**

Характеристика	Медстар высоковязкий нормальный	Медстар высоковязкий мягкий	Медстар средней вязкости (корректирующий)
Время замешивания	45 с	45 с	45 с
Время твердения	3,5 мин	4,0 мин	3,5 мин
Рабочее время	6 мин 15 с	6 мин 45 с	7 мин
Пространственные изменения (24 ч)	< 0,1%	< 0,1%	< 0,1%
Компрессионная усадка	< 0,5%	< 0,6%	< 0,5%
Восстановление от компрессии	> 99,5%	> 99,4%	Данных нет
Сопротивление компрессии	2,2%	2,6%	Данных нет
Натяжение при компрессии	Данных нет	Данных нет	6,5%

Таблица 13

**Обеззараживание оттисков**

(по А. С. Щербакову, Т. Н. Юшмановой, С. Б. Ивановой, 1994)

Оттисковый материал	Дезинфицирующее средство	Концентрация	Экспозиция, мин
Силиконовый	Гипохлорид натрия	0,5%	20
	Глутаровый альдегид	2,5% pH 7,0–8,7	5
	Глутарекс		5
	Дезоксон	0,1%	10
	Перекись водорода	6%	10
Альгинатный		4%	15
	Глутаровый альдегид	2,5% pH 7,0–8,7	10
	Глутарекс		10
Полисульфидный	Глутаровый альдегид	2%	5

**Рабочие характеристики оттискового материала  
3М Экспресс фирмы «3М» (США)**

Рабочие характеристики материала	Тип 3 быстрого применения низкой вязкости	Тип 3 обычного применения низкой вязкости	Тип 0 обычного применения высокой вязкости
Способ и время введения материала в полость рта	Шприц, ≤ 30 с	Шприц, ≤ 60 с	Оттисковая ложка, ≤ 60 с
Время работы с материалом в полости рта	3,5 мин	5 мин	5 мин
Предназначен для получения оттисков	С отдельных зубов	С нескольких зубов	С зубного ряда
Общее время работы при 37° С	30 с	60 с	90 с (при 23° С)
Форма выпуска материала	Паста-основа и паста-катализатор в тубах по 96 мл	Паста-основа и паста-катализатор в тубах по 96 мл	Паста-основа и паста-катализатор в банках по 610 мл
Сила сжатия	2–6%		1–3%
Восстановление после деформации	> 99%		
Максимальное изменение размера: — 24 ч — 336 ч (2 недели)	< 0,3% < 0,3%		
Максимальное сжатие при застывании	< 1%		
Рекомендуемое время отливки модели	2 ч—2 нед.		

Таблица 15

## Рабочие характеристики силиконовых оттисковых материалов фирмы «Бисико» (Германия)

Рабочие характеристики Материал	Консистенция	Цвет	Линейная усадка	Время замешивания	Рабочее время (включая время замешивания)	Время затвердевания (в полости рта)	Твердость (Shore A/ADA 19)	Вязкость ISO 4823
S1	Пластичный	Песочный	0,1%	30 с	Около 2,2 мин	3 мин	72/тип 1	Очень высокая, тип 0
S1 Софт		Оливковый					64/тип 1	Очень высокая, тип 1
S4/S4i	Хорошо текучий	Голубой			Около 2,2–2,5 мин		50/тип 1	Низкая, тип 3
S4i Хайдрофил				Отсутствует	Около 2,5 мин			
S2/S2i	Средняя текучесть	Шоколадный		30 с	Около 2,2–2,5 мин	2 мин	Около 55/тип 1	Средняя, тип 2
Квик	Хорошо текучий	Малиновый		Отсутствует	2 мин		2 мин	Около 50/тип 1
Присайжн	Плотная	Оранжевый			2,3 мин	3 мин	Около 60/тип 1	Тип 2
Факшн	Пластичная	Оливковый		30 с	Около 2,4 мин	Около 3 мин	Около 48/тип 1	Очень высокая, тип 0
Мэндайзил	Средняя текучесть	Зелено-голубой			Около 2,3 мин			Очень высокая, тип 2
Реджидар-Иi	Плотная	Красный		Отсутствует	20 с	Менее 45 с	Около 90/тип 1	Низкая, тип 2
Плэст	Пластичный	Белый	—	30 с	Около 1,4 мин	Около 3 мин	Около 60/тип 0	Тип 1
Плэст Харт							Около 70/тип 0	Тип 0
Икзэкт N	Хорошо текучий	Голубой		Около 35/тип 3	Тип 3			
Икзэкт G	Средняя текучесть	Желтый		Около 45/тип 2	Тип 2			

Таблица 16

**Состав типичного полисульфидного материала**

Основная паста (компоненты)	Вес, %	Катализаторная паста (компоненты)	Вес, %
Полисульфидный полимер	80–85	Двуокись свинца	60–68
Двуокись титана, сульфат цинка, карбонат меди или кремнезем	16–18	Дибутил (диоктил) фталат	30–35
		Сера	3
		Другие вещества (стеарат магния, деодоранты)	2

Таблица 17

**Некоторые механические свойства синтетических эластомеров (по R. Craig, 1989)**

Материал	Степень вязкости	Остаточная деформация	Упругая деформация	Текущность, %
Полисульфидные	Низкая	3–4	14–17	0,5–2
	Средняя	3–5	11–15	0,5–1
	Высокая	3–6	9–12	0,5–1
Силиконовые (поликонденсационные)	Низкая	1–2	4–9	0,05–0,1
	Очень высокая	2–3	2–5	0,02–0,05
Силиконовые (полиприсоединенные)	Низкая	0,05–0,4	3–6	0,01–0,03
	Средняя	0,06–0,3	2–5	0,01–0,03
	Высокая	0,1–1,3	2–3	0,01–0,03
	Очень высокая	0,2–0,5	1–2	0,01–0,1
Полиэфирные	Низкая	1,5	3	0,03
	Средняя	1–2	2–3	0,02
	Средняя с наполнителем	2	6	0,04
	Высокая	2	3	0,02

Таблица 18

**Некоторые физико-механические качества синтетических  
эластомеров (по R. Craig, 1989)**

Материал	Степень вязкости	Повышение температуры при затвер- дении, °С	Вязкость (ср)	Время затверде- ния, мин	Объемные изменения через 24 ч, %
Полисуль- фидные	Низкая	3,4	60,00	7-10	0,40
	Средняя		110,00	6-8	0,45
	Высокая		450,00	6-8	0,44
Силиконовые (поликонден- сационные)	Низкая	1,1	70,00	6-8	0,60
	Очень высокая		150,00	3-6	0,38
Силиконовые (полиприсо- единенные)	Низкая			4-6,5	0,15
	Средняя			4-6,5	0,17
	Высокая			4-6,5	0,15
	Очень высокая			3-5	0,14
Полиэфирные	Низкая	4,2	130,00	4-5	0,23
	Средняя			3-4,5	0,24
	Средняя с напол- нителем			4-5,5	0,23
	Высокая			4,5	0,19

Таблица 19

**Элементный состав сплавов для зубных протезов  
(по J. Adrian, E. Huget, 1977)**

Сплав Элемент	Виталлиум, %	Тикониум, %	Тикон, %	Гемини II, %
Кобальт	61,1	15,4	0,92	—
Хром	31,6	24,6	16,1	12,4
Никель	0,29	54,3	70,4	80,5
Молибден	4,41	4,31	3,96	2,0
Марганец	0,71	0,03	3,77	—
Кремний	0,63	0,45	0,42	—
Углерод	0,4	0,013	0,033	0,25
Железо	0,58	0,71	0,75	0,13
Алюминий	0,01	0,03	3,96	2,8
Медь	0,01	0,02	0,01	—
Бериллий	—	—	0,48	2,1
Титан	—	—	0,01	—
Вольфрам	—	—	0,65	—



Таблица 20

**Сравнительная характеристика теплопроводности  
некоторых стоматологических материалов и тканей зуба**

Материал \ Теплопроводность	Кал/с/см <sup>2</sup> (°С/см)	Дж/с/см <sup>2</sup> (°С/см)
Серебро	1,006	4,21
Золото	0,710	2,97
Компомер	0,0026	0,011
Фарфор	0,0025	0,010
Эмаль зуба	0,0022	0,0092
Дентин зуба	0,0015	0,0063
Акриловая пластмасса	0,0005	0,0021

Таблица 21

**Физико-механические свойства некоторых металлов**

Свойство \ Металл	Плотность, $\rho \times 10^3$ , кг/см <sup>3</sup>	Температура плавления, °С	Температура кипения, °С	Твердость, НВ, МПа	Предел прочности, $\sigma$ , МПа	Коэффициент термического расширения, $\alpha \times 10^{-6}$ °С <sup>-1</sup>	Относительное удлинение, $\delta$ , %
Золото	19,32	1064	2700	189	122	14	45
Платина	21,43	1076	2450	500	160	8,7	50
Серебро	10,5	960	2955	260	140	19	50
Палладий	12,16	1555	3980	490	210	11,7	35
Железо	7,86	1538	2450	600	180–250	12	40–50
Хром	7,2	1903	2200	2400	450	8,1	6–7
Никель	8,9	1455	2900	680–780	500	13	35
Кобальт	8,65	1480	2385	1300	260–480	12,8	5

Таблица 22

**Физико-механические свойства нержавеющей стали и КХС**

Свойство Сплав	Плотность, $\rho$ , кг/см <sup>3</sup>	Температура плавления, °С	Твердость, НВ, МПа	Предел прочности, $\sigma$ , МПа	Коэффициент термического расширения, $\alpha \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$	Относительное удлинение, $\varepsilon$ , %
Сталь 12Х18Н9Т	$7,2-7,8 \times 10^3$	1450	1400-1800	550-750	16-18	40-50
Кобальто-хромовый сплав	$8,0 \times 10^3$	1450	2500	700	11,2	8

Таблица 23

**Теоретическая и реальная прочность некоторых материалов (по Е. В. Корткову с соавт., 1988)**

Материал	Модуль Юнга, Па	Теоретическая прочность, Па	Реальная прочность, Па
Сталь	$2 \times 10^{11}$	$2 \times 10^{10}$	$(1...2,5) \times 10^9$
Поваренная соль	$4 \times 10^{10}$	$4 \times 10^9$	$0,44 \times 10^7$
Стекло	$7 \times 10^{10}$	$7 \times 10^9$	$1 \times 10^8$
Полиметилметакрилат	$5 \times 10^9$	$5 \times 10^8$	$1 \times 10^8$

Таблица 24

**Физико-механические характеристики материалов (по Е. В. Корткову с соавт., 1988)**

Материал	Модуль упругости, $E \times 10^{-11}$ , МПа	Коэффициент поперечной деформации (коэффициент Пуассона), $\mu$
Сталь	1,9 ... 2,2	0,25... 0,35
Медь	0,8 ... 1,1	0,31... 0,34
Латунь	1	0,32... 0,42
Бронза	0,9 ... 1,2	0,32... 0,42
Алюминий	0,6 ... 0,8	0,32... 0,36
Каучук	0,00008 ... 0,0001	0,47
Золото	0,08	0,42
Серебро	0,8	0,38... 0,41
Стекло	0,5 ... 0,7	0,25

Таблица 25

**Механические характеристики хромо-кобальтоникелевых сплавов (по R. Creig, 1989)**

Название сплава	Предел текучести, МН/м <sup>2</sup>	Сопротивление растяжению, МН/м <sup>2</sup>	Удлинение, %	Модуль упругости, МН/м <sup>2</sup> × 10 <sup>3</sup>	Твердость по Виккерсу, кгс/мм <sup>2</sup>
Виталлий	495	640	1,5	22,8	380
Тиконий	690	800	1,7	18,6	340
Нобелий	565	825	1,6	22,8	380
HS-21	565	710	2,0	22,8	370

Таблица 26

**Свойства металлов, входящих в состав основных материалов (по Е. В. Корткову с соавт., 1988)**

Материал	Атомная масса	Плотность, ρ × 10 <sup>3</sup> , кг/м <sup>3</sup>	Температура плавления, °С	Твердость, НВ, МПа	Коэффициент термического расширения, α × 10 <sup>-6</sup> °С <sup>-1</sup>	Прочность, МПа	Относительное удлинение, %
Au (отжиг)	197	19,3	1064	189	14	122	40–50
Pt (отжиг)	195,1	21,4	1769	300–500	8,7–8,9	160–190	40
Ag (отжиг)	107,9	10,5	960,5	260	19	135–144	48–50
Pd (литье)	106,4	12,16	1555	300–490	11,7	180–210	35
Fe (литье)	55,9	7,86	1535	600	12	180–250	50
Cr (отжиг)	52	7,2	1903	700–2400	8,1	—	6–7
Ni (отжиг)	58,7	8,7...8,9	1455	680–780	13	350–560	35
Co (отжиг)	58,9	8,6...8,8	1485	1300	12,8	260–480	5

Примечание. Au — золото; Pt — платина; Ag — серебро; Pd — палладий; Fe — железо; Cr — хром; Ni — никель; Co — кобальт.

Таблица 27

**Результаты испытаний механических свойств образцов  
стали 12Х18Н9Т (по В. С. Онищенко с соавт., 1987)**

Вид образца	Предел упругости, кг/мм <sup>2</sup>	Предел прочности, кг/мм <sup>2</sup>	Предел текучести, кг/мм <sup>2</sup>	Напряжение разрушения, кг/мм <sup>2</sup>	Относительное удлинение, %	Относительное сужение, %
Образец без нагрузки	28	57	32	176	49	77
Циклическая нагрузка в 1 825 000 циклов	25	56	29	175	45	76

Таблица 28

**Состав некоторых сплавов для металлокерамических протезов (по W. O'Brien, G. Ryge, 1978)**

Сплав	Au	Pd	Ag	Sn	In	Pt	Fe
Камеолит	0,95	49,95	42,20	6,66	—	—	—
Керамко белый	50,09	30,28	14,73	2,26	2,34	—	—
Камео	51,5	29,5	12,1	—	6,8	—	—
Вивостар	54,2	25,4	15,7	4,6	—	—	—
Керамко I	87,7	4,6	1,0	—	0,6	6,1	0,2
Керамко II	84,0	2,0	2,7	0,4	0,5	10,0	0,4

Примечание. Au — золото; Pd — палладий; Ag — серебро; Sn — олово; In — индий; Pt — платина; Fe — железо.

Таблица 29

**Обозначение проб золотых сплавов в разных системах**

Содержание золота в сплаве, % \ Система	Метрическая	Каратная	Золотниковая
100	1000	24	96
91,6	916	22	88
90,0	900	20	80
75,0	750	18	72
66,6	666	16	64
58,3	583	14	56
37,5	375	9	36

Таблица 30

**Основные характеристики сплава Супер-ТЗ**  
(по данным АО «Суперметалл»)

Температура плавления, °С	Твердость, Н/мм <sup>2</sup>		Предел текучести, Н/мм <sup>2</sup>	Относи- тельное удлине- ние, %	Плотность, ρ, г/см <sup>3</sup>	Кoeffи- циент термиче- ского рас- ширения при 200–600°С, $\alpha \times 10^{-4} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
	в литом состоя- нии	после термо- обра- ботки				
880–950	1300– 1450	2000– 2200	230–250	20–25	15,2–15,5	19,7–20,3

**Сплавы металлов, обеспечивающие хорошую адгезию  
с керамической массой Виводент-ИТС  
(фирма «Ивоклар», Лихтенштейн)**

Торговое название сплава	Основные компоненты сплава	Торговое название сплава	Основные компоненты сплава
Аргидент-3	Au—Pt	Уайт	Au—Pd—Ag
Аргистар-45	Au—Pd	Унибонд	Ni—Cr
Арматор-2	Au—Pt	Херабонд N	Au—Pd—Ag
Арматор-3	Au—Pd—Ag	Херадор G	Au—Pt
Арматор-S	Au—Pt	Херадор NH	Au—Pt
Вилл Керам W-3	Au—Pd	Херадор P	Au—Pd
Вилл Керам	Au—Pt	Эклипсе	Au—Pd
Вирон-88	Ni—Cr	Эстетикор Опал	Au—Pd
Дева-4	Au—Pd	Эстетикор Специаль	Au—Pt
Дегудент-Н	Au—Pt	*Арматор F	Au—Pt
Кер Мате	Au—Pd	*Бего Стар	Au—Pd—Ag
Маттикрафт-45	Au—Pd	*Вирон-77	Ni—Cr
МК-1	Au—Pt	*Дегукаст U	Au—Pd—Ag
МК-2	Au—Pd	*Джеленко O	Au—Pt
Олимпия	Au—Pd	*Ивотект-Р	Ni—Cr
Понто Ллойд Р	Au—Pt	*Порта Сам-2	Au—Pd—Ag
Понто Стар	Au—Pt	*Херабонд	Au—Pd—Ag
Портадур-Р	Au—Pt	*Херадор S	Au—Pt
Рексилиум-111	Ni—Cr	*Эстетикор Идеал	Au—Pt

Примечания. Au — золото; Pd — палладий; Pt — платина; Ni — никель; Cr — хром; Ag — серебро.

Значком \* обозначены сплавы, требующие длительного охлаждения.

Таблица 32

**Составы сплавов золота для применения в стоматологии**  
(по данным «ASM Metals Handbook»)

Тип сплава и твердость по Виккерсу, МПа			Au, %	Ag, %	Cu, %	Pd, %	Pt, %	Zn, %
I	мягкий	590–900	79–92,5	3–12	2–4,1	0,5	0,5	0,5
II	средний	900–1200	75–78	12–14,5	7–10	1–4	1	0,5
III	твердый	1200–1500	62–78	8–26	8–11	2–4	3	1
IV	сверхтвердый	1500–2200	60–71,5	4,5–20	11–16	5	8,5	1–2

Примечание. Au — золото; Ag — серебро; Cu — медь; Zn — цинк; Pt — платина; Pd — палладий.

Таблица 33

**Некоторые механические свойства различных сплавов золота, применяемых в стоматологии**  
(по данным «ASM Metals Handbook»)

Свойство сплава	Тип I, мягкий	Тип II, средний	Тип III, твердый	Тип IV, сверхтвердый
Твердость по Бринеллю, HB, МПа	45–70	80–90	95–165	130–235
Предел пропорциональной деформации, кгс/см <sup>2</sup>	56–1054	1400–1750	1610–4080	2460–8240
Сопротивление растяжению, кгс/см <sup>2</sup>	2109–3160	3160–3860	4070–5940	4220–9140
Удлинение, %	20–35	20–35	6–25	1–25
Температура плавления, °C	950–1050	930–970	950–1000	870–985

Таблица 34

**Состав и механические свойства золотых сплавов для литья зубных протезов** (по В. Н. Копейкину с соавт., 1995)

Тип сплава	Количество золота и металлов платиновой группы, % (минимальное)	Твердость по Бринеллю, НВ, МПа		Предел текучести, Н/мм <sup>2</sup>	Удлинение, % (минимальное)
		минимум	максимум		
I	83	50	90	80	18
II	78	90	120	180	12
III	78	120	150	240	12
IV	75	150	—	300	10
		220	—	450	2

Таблица 35

**Физико-механические свойства серебряно-палладиевых сплавов** (по М. М. Гернеру и соавт., 1984)

Марка сплава	Плотность, кг/м <sup>3</sup>	Температурный диапазон плавления, °С		Твердость по Виккерсу, МН/м <sup>2</sup>		Прочность на разрыв, МН/м <sup>2</sup>		Удлинение, %		Коэффициент линейной усадки, %
		температура ликвидуса	температура солидуса	отожженный	деформированный на 50%	отожженный	деформированный на 50%	отожженный	деформированный на 50%	
ПД-250	10,9	1160	1100	1000	1900	400	600	25	10	2
ПД-190	10,6	1100	1040	1000	1700	300	500	15	8	2
ПД-150	10,6	1100	1030	600	1000	250	350	25	15	2
ПД-140	10,3	870	845	1100	1600	400	600	15	5	2



Сплавы с высоким содержанием палладия (по E. Papazoglou et al., 2001)

Сплав	Изготовитель	Компоненты сплава								Технологические характеристики при литье			
		основные (вес, %)							прочие	начальная температура, °C	пик температуры, °C	вакуум	выдержка, мин
		Pd	Cu	Ga	In	Sn	Ag	Au					
Опцион	«Нэй Дентал»	78,8	10,0	9,0	—	—	—	2,0	Бор	650	1010	—	5
Спартен-Плюс	«Вильямс Дентал К°»	79,0	10,0	9,0	—	—	—	2,0	—	650	1010	+	5
Ламберти	«Желенко и К°»	76,0	10,0	5,5	—	6,0	—	2,0	Рутений	704	1010	—	—
Фридом-Плюс	«Желенко и К°»	78,0	8,0	5,0	6,0	—	—	2,0	Рутений	704	1010	—	—
Протокекел	«Вильямс Дентал К°»	75,0	—	6,0	6,0	—	6,5	6,0	Рутений	704	1010	—	—
Легаси ХТ	«Желенко и К°»	75,5	—	6,0	6,0	—	10,0	2,0	Рутений	650	1010	+	5
Желенко № 1	«Желенко и К°»	78,0	—	5,0	6,0	4,0	4,9	—	1,0 цинка и рутений	704	988	—	—
Супер Стар	«Желенко и К°»	60,0	—	> 1,0	6,0	5,0	28,0	—	—	704	1030	—	—
Оулимпия	«Желенко и К°»	38,4	—	1,5	8,5	—	—	51,5	Рутений	704	1038	—	—

Примечание. Скорость возрастания температуры при литье сплавов составляет 55° С/мин.

Таблица 37

Свойства сплава Суперпал (по данным АО «Суперметалл»)

Температура плавления, °C	Твердость, Н/мм <sup>2</sup>	Предел текучести, Н/мм <sup>2</sup>	Относительное удлинение, %	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Коэффициент термического расширения при 20–600° C, $\alpha \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
1100–1125	3500–3600	740–750	2	10,2–10,7	13,5–14,5

Таблица 38

**Характеристика кобальтохромовых, хромоникелевых сплавов**  
(по М. З. Штейнгарту, В. Н. Трезубову, К. А. Макарову, 1996)

Сплав	Твердость по Виккерсу, Н/мм <sup>2</sup>	Предел прочности и на разрыв, Н/мм <sup>2</sup>	0,2% проба на давление, Н/мм <sup>2</sup>	Разрывное удлинение, А5%	Температура плавления, °С	Температура литья, °С	Удельный вес, г/см <sup>3</sup>	Модуль Юнга, Н/мм <sup>2</sup>	Состав, %	Цвет
Вирониум	330	940	650	12	1320–1340	1440	8,4	210 000	Co — 63; Mo — 5; Cr — 29; Si, Mn, N, C — 0,25	Серо- белый
Вирониум особо твердый	350	970	670	7,5	1330–1350	1450	8,4	220 000	Co — 61; Mo — 6; Cr — 30; Si, Mn, N, C — 0,25	Серо- белый
Виронит	350	880	600	6,2	1320–1350	1460	8,2	211 000	Co — 64; Mo — 5; Cr — 28; Si, Mn, C — 0,35	Серо- белый
Виронит особо твер- дый	375	910	625	4,1	1260–1305	1420	8,2	225 000	Co — 63; Mo — 5; Cr — 30; Si, Mn, C — 0,4	Серо- белый
Вирокаст	330	860	590	7	1280–1350	1460	8,2	210 000	Co — 33; Mo — 5; Cr — 30; Fe — 29; Si, Mn, C — 0,35	Серо- белый
Вирон-77	270		440	4,5	1110–1250	1300	8,2	215 000	Ni — 70; Mo — 6; Cr — 30; Si, Ce, B, C — 0,02	
Вирон-77 после обжига	285									

Сплав	Твердость по Виккерсу, Н/мм <sup>2</sup>	Предел прочности и на разрыв, Н/мм <sup>2</sup>	0,2% проба на давление, Н/мм <sup>2</sup>	Разрывное удлинение, А5%	Температура плавления, °С	Температура литья, °С	Удельный вес, г/см <sup>3</sup>	Модуль Юнга, Н/мм <sup>2</sup>	Состав, %	Цвет
Вирон-88 (после обжига)	200		360	15	1250–1310	1420	8,2	200 000	Ni — 64; Cr — 24; Mo — 10; Si, C — 0,02	
	205				1250–1310					
Вирон-99	180		330	25	1250–1310	1420	8,2		Ni — 65; Cr — 22,5; Mo — 9,5; Si — 1; Nb — 1; Fe — 0,5; Li — 0,5	Белый
Виробонд (после обжига)	260		370	11	1350–1380	1470	8,2	215 000	Co — 63; Cr — 31; Mo — 3; Si, Mn, C — 0,02	Белый
	245									Белый
Вироллой	225		355	5,8	1220–1260	1340	8,1	212 000	Ni — 63; Cr — 23; Mo — 3; Mn, Fe, C — 0,07	Белый

Таблица 39

**Характеристика сплавов на основе благородных металлов**  
(по М. З. Штейнгарту, В. Н. Трезубову, К. А. Макарову, 1996)

Сплав	Механические свойства				Физические свойства						
	твёрдость по Виккерсу, Н/мм <sup>2</sup>	предел прочности и на разрыв, Н/мм <sup>2</sup>	0,2% проба на давлении, Н/мм <sup>2</sup>	разрывное удлинение, А5%	температура плавления, °С	удельный вес, г/см <sup>3</sup>	модуль Юнга, Н/мм <sup>2</sup>	КТР, %	сцепление с фарфором, Н/мм <sup>2</sup>	состав, %	цвет
Эстикор специальный (после обжига)	180	600	435	9	1150–1260	18	106 000	14,2	115	Au — 77,5; Pt — 9,0; Ag — 1,0	Бело-желтоватый
	180	635	475	9,5							
Эстикор Биона (после обжига)	290	975	820	8	1215–1255	11,2	140 000	14,2	105	Pt — 86	Белый
	305	995	825	12,5							
Эстикор Плюс (после обжига)	245	810	515	15,5	1230–1280	13,7	127 000	14,3		Au — 45; Pt — 39; Ag — 5	Белый
	250	865	555	23,5							
Эстикор Опал (после обжига)	210	715	435	23	1165–1310	14,2	120 000	14,2	95	Au — 51,5; Pt — 38,5	Белый
	215	710	460	25,5							
Эстетикор	200	675	500	9,5	1105–1240	17,6	103 000	14,1		Au — 78,5; Pt — 10; Pd — 8	Желто-палевый
Космор X	215	705	570	6							

Сплав	Механические свойства				Физические свойства						
	твёрдость по Виккерсу, Н/мм <sup>2</sup>	предел прочности и на разрыв, Н/мм <sup>2</sup>	0,2% проба на давлении, Н/мм <sup>2</sup>	разрывное удлинение, А5%	температура плавления, °С	удельный вес, г/см <sup>3</sup>	модуль Юнга, Н/мм <sup>2</sup>	КТР, %	сцепление с фарфором, Н/мм <sup>2</sup>	состав, %	цвет
Эстикор Престиж (после обжига)	215	680	505	7,5	1125-1240	16,3	93 000	14,5		Au — 75; Pt — 18,9; Ag — 1	Бело-желтый
	235	690	550	10,5							
Эстикор Ройал (после обжига)	150	500	400	8,5	1090-1205	17,9	91 000	14,6		Au — 81; Pt — 8,6; Pd — 2; Ag — 3,2	Желтый
	180	600	520	8							
Эстикор Идеал (после обжига)	170	545	400	9,5	1050-1130	18,6	89 000	14,5	119	Au — 85,5; Pt — 9,5; Pd — 1; Ag — 0,5	Желтый
	170	575	455	9,5							
Эстикор Свисс (после обжига)	175	465	380	14	1080-1210	18,2	97 000	14,4	95	Au — 84; Pt — 7; Pd — 5; Ag — 1	Желто-палевый
	185	510	465	12							
Неокаст-2	160-210	520-670	330-475	19-29	910-970	15,6				Au — 70; Pt — 4; Ag — 18	Желтый
Неокаст-3	180-240	535-750	405-635	13,5-33	890-930	15,5				Au — 71,6; Pt — 38; Ag — 12,7	Желтый

Сплав	Механические свойства				Физические свойства						
	твёрдость по Виккерсу, Н/мм <sup>2</sup>	предел прочности и на разрыв, Н/мм <sup>2</sup>	0,2% проба на давлении, Н/мм <sup>2</sup>	разрывное удлинение, А5%	температура плавления, °С	удельный вес, г/см <sup>3</sup>	модуль Юнга, Н/мм <sup>2</sup>	КТР, %	сцепление с фарфором, Н/мм <sup>2</sup>	состав, %	цвет
Неокаст-4	120–125	445	250–270	31,5–38,5	930–1000	16,2				Au — 76,5; Pt — 4; Ag — 13,5	Желтый
Новопал-3	190	615	440	15	950–1300	10,7				Au — 2; Pt — 27; Ag — 58	Белый
Новалор-3	205	730	475	3	815–895	12,8	92 000			Au — 40; Pt — 20; Ag — 20	Желтый
Протор-3	280	855	700	7	880–940	15	97 000			Au — 68,5; Ag — 12; Pt — 2,5; Pd — 4;	Красно-желтый
Паллоград-11	67	320	180	36	1160–1200	11,1				Au, Ag, Pt, Pd — 89,5	Белый
Паллоград-33	150	510	370	25	970–1024	11,1				Au, Ag, Pt, Pd — 89,5	Белый
Стратор-3	175	535	315	5	860–910	11				Au — 20; Pd — 20; Ag — 40	Желто-палевый
Медиор-3	295	930	865	4	875–910	13,6				Au — 55; Pd — 6; Ag — 26	Желто-палевый
Денталор-2	165	555	370	29,4	895–955	14,3				Au — 61; Pd — 3,1; Ag — 27,9	Желтый
Денталор-3	265	815	730	8	860–900	14,2				Au — 63,5; Pd — 3,5; Ag — 20	Желтый

Таблица 40

**Химический состав и свойства нержавеющей стали  
для зубных протезов**

Марка стали и ее химический состав	Плотность, г/см <sup>3</sup>	E, 1000 x Н/мм <sup>2</sup>	Твердость, HV10	Прочность, ЯМ, Н/мм <sup>2</sup>
7X18H9T 0,07% C; 9% Ni; 18% Cr; 1% Si; 2% Mn; 0,35% Ti; 0,5% Nb; ост. Fe	7,9	180	130—180	55—70
20X18H9T 0,20% C; 9% Ni; 18% Cr; 1% Si; 2% Mn; 1% Ti; ост. Fe	7,9	180	170	70
25X18H102C 0,25% C; 10% Ni; 18% Cr; 1,8% Si; 2% Mn; ост. Fe	7,9	180	180	75

Примечание. E — модуль упругости, МПа.

Таблица 41

**Состав и свойства кобальтохромовых сплавов  
фирмы «Хереус Кульцер» (Германия)**

Сплав	Основные элементы (вес. %)			Прочие элементы	Плотность, г/см <sup>3</sup>	Температура литья, °C	Жесткость по Виккерсу (HV 10)
	Co	Cr	Mo				
Херапеум CE	63,5	27,8	6,5	Mn, Si, Fe, N	8,0	1530	380
Херапеум EH	63,5	28,0	6,0	Mn, Si, Fe, N	8,0	1530	310

Примечание. Co — кобальт; Cr — хром; Mo — молибден; Si — кремний; Mn — марганец; N — азот; Fe — железо.

**Таблица технических характеристик сплавов**  
(по данным АО «Суперметалл»)

Вид сплава	Код сплава	Интервал плавления, °С	Плотность, г/см³	Модуль упругости, кН/мм²	Врем. сопротивление, кН/мм²	Предел пластичности, кН/мм²	Относительное удлинение, %	Твердость, HV 10	ТКЛР в интервале 25–500 °С, αх10⁻⁶ °С⁻¹
Кобальтохромовые сплавы для дуговых (бюгельных) протезов БЮГО-ДЕНТЫ	CCS	1350–1400	8,4	222	0,8	0,65	9	360	14,6
	CCN	1330–1380	8,4	225	0,85	0,68	7	390	14,7
	CCH	1330–1380	8,4	228	0,9	0,7	7	400	14,7
	CCW	1335–1375	8,4	220	0,84	0,6	7	390	14,7
	CCC	1330–1380	8,4	227	0,9	0,72	18	400	14,7
	CCL	1250–1350	8,4	225	0,8	0,6	8	380	14,7
Кобальтохромовые сплавы для металло-керамических протезов КХ-ДЕНТЫ	CS	1375–1420	8,4	215	0,7	0,52	13	280	14,4
	CN	1380–1420	8,4	218	0,7	0,52	12	300	14,6
	CB	1380–1420	8,4	218	0,7	0,52	12	300	14,7
	CC	1390–1430	8,4	228	0,65	0,48	10	350	14,6
	CL	1320–1380	8,4	220	0,75	0,55	7	320	14,5
	DS	1280–1350	8	180	0,35	0,23	38	180	17
	DM	1290–1360	8	190	0,38	0,25	36	190	17
Никельхромовые сплавы для металло-керамических протезов НХ-ДЕНТЫ	NL	1150–1180	8,2	200	0,56	0,3	12	250	13,9
	NS	1250–1310	8,2	195	0,55	0,28	20	210	13,9
	NH	1380–1420	8,2	200	0,58	0,3	15	230	14



Вид сплава	Код сплава	Интервал плав-ления, °С	Плот-ность, г/см³	Мо-дуль упру-го-сти, кН/мм²	Врем. сопро-тивле-ние, кН/мм²	Пре-дел пла-стич-ности, кН/мм²	Отно-ситель-ное удли-нение, %	Твер-дость, HV 10	ТКЛР в интер-вале 25–500 °С, $\alpha \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Железо-никеле-хромо-вые сплавы для ли-тых ко-ронок ДЕНТА-НЫ	DL	1120–1170	8	190	0,36	0,23	30	200	17
	D	1320–1380	7,9	180	0,32	0,22	30	200	17
	DS	1280–1350	8	180	0,35	0,23	38	180	17
	DM	1290–1360	8	190	0,38	0,25	36	190	17

Таблица 43

**Типичный состав некоторых хромокобальтеникелевых сплавов**  
(по R. Creig, 1989)

Компонент сплава	Сплав (% веса)			
	Виталлий	Тиконий	Нобелий	НС-21
Хром	30,0	17,0	30,0	27,0
Кобальт	Разл.	—	Разл.	Разл.
Никель	—	Разл.	—	2,5
Молибден	5,0	5,0	5,0	5,0
Алюминий	—	5,0	—	—
Железо	1,0	0,5	—	1,5
Углерод	0,5	0,1	0,35	0,3
Бериллий	—	1,0	—	—
Кремний	0,6	0,5	0,35	0,6
Марганец	0,5	5,0	—	0,7
Галлий	—	—	0,05	—

Таблица 44

**Содержание исходных компонентов в бытовых  
и стоматологических фарфоровых массах**

Исходный компонент	Бытовой фарфор (твердый), %	Стоматологические фарфоровые массы, %
Полевой шпат	10-25	50-81
Кварц	14-35	15-30
Каолин	35-70	0-4
Металлические пигменты	1	< 1

Таблица 45

**Состав тугоплавкого, среднеплавкого  
и низкоплавкого фарфора**

Фарфор	Компоненты фарфора, %		
	полевой шпат	кварц	каолин
Тугоплавкий	81	15	4
Среднеплавкий	61	29	10
Низкоплавкий	60	12	28

**Сравнение основных свойств искусственных  
пластмассовых и фарфоровых зубов (по Simionato, 1980)**

Искусственные зубы из пластмассы	Искусственные зубы из фарфора
Высокая ударпрочность	Повышенная хрупкость
Пониженное сопротивление истиранию; мягкие	Повышенное сопротивление истиранию; очень твердые
Термическое расширение, аналогичное пластмассовым (акриловым) базисам. Внутреннее напряжение не определяется	Термическое расширение значительно ниже, чем у акриловых базисов. Внутреннее напряжение определяется
Нерастворимы в ротовой жидкости; могут незначительно изменять размеры	Абсолютно инертны в ротовой жидкости; не изменяют размеров
Вступают в химическое соединение с базисной пластмассой	Могут вступать в химическое соединение с основой пластмассы при обработке силанами. Наиболее реально механическое соединение посредством штифтов или отверстий
Простая абразивная обработка	Сложная абразивная обработка
Низкая температура размягчения; под давлением в охлажденном состоянии представляют определенную степень вязкой текучести	Высокая температура размягчения; при жевательных движениях не деформируются
Могут иметь хороший эстетический вид	Имеют прекрасный эстетический вид
Передают уменьшенную нагрузку слизистой оболочке протезного ложа	Передают полную нагрузку слизистой оболочке протезного ложа

Таблица 47

**Состав керамических масс  
IPS-Классик фирмы «Ивоклар» (Лихтенштейн)**

Основные компоненты	Количество (вес, %)
$\text{SiO}_2$	44–65
$\text{Al}_2\text{O}_3$	9–18
$\text{K}_2\text{O}$	6–14
$\text{Na}_2\text{O}$	4–9
$\text{TiO}_2$	0–1
$\text{CeO}_2$	0–1
$\text{SnO}_2$	0–1
$\text{BaO}$	0–4
$\text{B}_2\text{O}_3$	0–1
$\text{CaO}$	0–3,5
Керамические пигменты	+

Таблица 48

**Сравнительная характеристика прочностных показателей  
фарфоровых масс (по В. Г. Кобрину, 2001)**

Вид фарфоровой массы	Прочностный показатель, МПа
Керамика, основанная на оксиде алюминия	75–100
Церестор	150
Оптек (кристаллы лейцитов)	150
Ин-Керам	400–600
Цера-Пирл (апатит)	150
Эмпресс (кристаллы лейцитов)	150
ОРС (кристаллы лейцитов) + Лау Вир	175
Процера	400–600
Эмпресс-2 (дисиликат лития)	300
ОРС-3G (дисиликат лития)	300

Таблица 49

**Требования к физическим и химическим свойствам керамики  
для металлокерамических протезов по международным  
стандартам (по А. А. Иноземцевой, 1997)**

Свойство	Требования к слоям		
	грунтовой	дентинный	эмалевый
Объемная усадка при обжиге, %	40	40	40
Линейная усадка при обжиге, %	16	16	16
Прочность при изгибе, МПа	50	50	50
Сопротивление пиропластической текучести:			
а) изменение высоты через 2 мин, %	— 4 до 0	— 2 до 8	— 2 до 8
б) изменение высоты через 16 мин, %	— 4 до 0	— 10 до 19	— 10 до 19
Химическая растворимость: потеря массы, %	—	0,05	0,05
Сопротивление окрашиванию: появление видимых пятен на любой поверхности	0	0	0
Пористость	На участке диаметром 1 мм не более 16 пор диаметром более 30 мкм		
Коэффициент термического расширения ( $\alpha \times 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ )	В пределах 0,5 от значения, указанного изготовителем		

Таблица 50

**Режим обжига фарфоровой массы МК  
(по О. Д. Глазову с соавт., 1982)**

Последовательность обжигов	Режим обжига		Условия обжига
	показатель на шкале регулятора температуры, °C	время, мин	
Первый			
Прогрев у входа печи	1080	4-5	Атмосфера
Прогрев на лотке	900	4-5	Атмосфера
Обжиг	750-1080	7	Вакуум
	1080	0,5	Вакуум
Второй			
Прогрев у входа печи	920	5	Атмосфера
Прогрев на лотке	750	5	Атмосфера
Обжиг	750-920	5	Вакуум
Третий			
Прогрев у входа печи	920	5	Атмосфера
Прогрев на лотке	750	3	Атмосфера
Обжиг	750-920	5	Атмосфера
	920	1,5-2,5	Атмосфера

Таблица 51

**Маркировка слоев облицовки массы Херацерам по шкале расцветок**  
(по данным фирмы «Хереус Кульцер», Германия)

Цвет стандартной маркировки	Слой облицовки		
	грунтовый	дентинный	эмалевый
A1	OA1	DA1	S1
A2	OA2	DA2	
A3	OA3	DA3	
A3,5	OA3,5	DA3,5	S2
A4	OA4	DA4	
B1	OB1	DB1	S1
B2	OB2	DB2	
B3	OB3	DB3	S2
B4	OB4	DB4	S4
C1	OC1	DC1	S1
C2	OC2	DC2	S3
C3	OC3	DC3	
C4	OC4	DC4	
D2	OD2	DD2	S1
D3	OD3	DD3	S2
D4	OD4	DD4	

Таблица 52

**Маркировка компонентов набора керамических масс Херацерам Матрикс**  
(по данным фирмы «Хереус Кульцер», Германия)

Цвет стандартной маркировки	Мамелониновые массы (вторичный дентин)	Объемные массы	Массы режущего края (опаловые массы)
A1	MD1	VL1	OS1
A2	MD2	VL2	OS1
A3	SD2	VL3	OS2
A3,5	SD2	VL4	OS2
A4	SD2	VL4	OS4
B1	MD2	VL1	OS1
B2	MD2	VL2	OS1
B3	MD3	VL3	OS2
B4	MD3	VL4	OS4
C1	MD2	VL1	OS1
C2	SD1	VL2	OS3
C3	SD2	VL3	OS3
C4	SD2	VL4	OS3
D2	MD1	VL2	OS1

Цвет стандартной маркировки	Мамелонные массы (вторичный дентин)	Объемные массы	Массы режущего края (опаловые массы)
D3	MD3	VL3	OS2
D4	SD1	VL4	OS3

Таблица 53

**Программы обжига керамической массы Херацерам в печи Херамат Ц**  
(по данным фирмы «Хереус Кульцер», Германия)

Слой облицовки Параметр обжига	Грунтовый слой		Дентинный слой		Эмале- вый слой (глазурь)	Коррек- турные массы
	паста	порошок	1-й	2-й		
Пуск, °С	600					600
Сушка, мин	5	2	3	3	2	2
Предварительный нагрев, мин	1		2			2
Скорость нагрева, °С/мин	100					100
Предельная температура, °С	880		860	850		810
Выдержка, мин	1					1
Закаливание, °С	—					—
Выдержка закаливания, мин	—					—
Время охлаждения, мин	0					0
Включение вакуума, °С	600					600
Выключение вакуума, °С	880		860	850		810
Выдержка вакуума, мин	—					—

Таблица 54

**Режимы обжига массы Херацерам в печи Херамат Ц**  
(по данным фирмы «Хереус Кульцер», Германия)

Слой облицовки  Параметр обжига	Грунтовый слой		Дентинный слой		Эмалевый слой (глазурь)
	паста	порошок	основной (1-й)	мамелон- дентин (2-й)	
Предварительный нагрев (стартовая температура), °C	600				
Предварительная сушка и время предварительного нагрева, мин	6	2	5	5	4
Скорость нагрева, °C/мин	100				
Предельная температура, °C	880		860	850	
Время выдержки, мин	1				0,5–1
Включение вакуума, °C	600				
Выключение вакуума, °C	880		860	850	—

Таблица 55

**Режим обжига керамических масс при использовании печи  
фирмы «NEU» с горизонтальной камерой**

Условие обжига	Обжиг непрозрачного грунтового слоя	Обжиг дентинного слоя	Обжиг для создания глянцевой поверхности
Сушка и предварительный подогрев:			
— на входе в камеру для обжига, мин	2	4	3
— в камере для обжига, мин	2	2	
Температура готовности, °С	620	600	580
Общее время обжига, мин	7	7	7
Время обжига в вакууме, мин	6	6	—
Возрастание температуры, °С/мин	60	60	60
Температура обжига, °С:			
— 1-й обжиг	980	960	940
— 2-й обжиг	970	950	

Таблица 56

**Режим обжига керамических масс в вакуумной печи  
Вита-инфрамат с вертикальным муфелем**

Последовательность обжигов	Температура обжига, °С	Время нагрева, мин	Программа (Р)	Время выдержки при температуре обжига, мин
1-й обжиг непрозрачного грунтового слоя	990	7	4	1
2-й обжиг непрозрачного грунтового слоя	980	7	4	1
1-й обжиг дентинного слоя (режущей поверхности)	970	9	6	1
Вероятный промежуточный обжиг	960	9	6	1
Обжиг для создания глянцевой поверхности с глазурной массой	940	9	5	1

**Примечание.** Фирма «Ивоклар» (Лихтенштейн) рекомендует ставить материал для обжига при температуре печи ниже 300° С. Непрозрачное покрытие (грунт) должно перед пуском программы 4 сушиться примерно 1–2 мин. Предварительная сушка дентинной массы и массы для режущей поверхности составляет 3–6 мин при температуре 100–300° С.



**Показатели по обжигу керамических масс IPS-Классик  
в печи Програмат Р90/Р95**

(по данным фирмы «Ивоклар», Лихтенштейн)

Вид обжига	P	T	t↑	B	S	H	V <sub>1</sub>	V <sub>2</sub>
Окислационный обжиг	01/02 09-79	*	140° C	400	0,3'	*	*	*
1-й обжиг непрозрачной (грунтовой) массы	05 09-79	980° C	80° C	400	6'	1'	550° C	979° C
2-й обжиг непрозрачной (грунтовой) массы	05 09-79	970° C	80° C	400	6'	1'	550° C	969° C
1-й обжиг дентинной массы	03 09-79	920° C	60° C	400	4'	1'	580° C	919° C
2-й обжиг дентинной массы (корректирующий)	03 09-79	910° C	60° C	400	4'	1'	580° C	909° C
Глазуровочный обжиг/краски без глазурной массы	04 09-79	920° C	60° C	400	4'	1'	0° C	0° C
Глазуровочный обжиг/краски с глазурной массой	04 09-79	900° C	60° C	400	4'	1'	0° C	0° C
Обжиг красок типа IPS Шэйдз	04	900° C	60° C	400	4'	1'	0° C	0° C
Обжиг полу-прозрачной дентинной массы	03 09-79	920° C	60° C	400	4'	1'	580° C	919° C
Обжиг плечевых масс	05 09-79	960° C	80° C	400	4'	1'	550° C	959° C

Примечание. \* — аналогично таблице по сплавам; P — программа; T — температура обжига; t↑ — рост температуры; B — температура готовности; S — время закрытия; H — время выдержки; V<sub>1</sub> — включение вакуума; V<sub>2</sub> — выключение вакуума.

**Показатели расцветок керамических масс IPS-Классик**  
(фирма «Ивоклар», Лихтенштейн)

Марки- ровка цвета	Непрозрачная масса		Массы		
	грунтовая	дентинная	дентинные	для режущего края	для края коронки («плечевые массы»)
110/01	110/01		110/01	3	1
120/1A	120/1A	120/1A	120/1A	1	2
130/2A	130/2A	130/2A	130/2A	1	2
140/1C	140/1C	140/1C	140/1C	1	3
210/2B	210/2B	210/2B	210/2B	1	3
220/1D	220/1D	220/1D	220/1D	2	3
230/1E	230/1E	230/1E	230/1E	2	4
240/2C	240/2C	240/2C	240/2C	2	4
310/3A	310/3A	310/3A	310/3A	5	6
320/5B	320/5B	320/5B	320/5B	5	6
330/2E	330/2E		330/2E	5	5
340/3E	340/3E		340/3E	2	5
410/4A	410/4A	410/4A	410/4A	4	9
420/6B	420/6B	420/6B	420/6B	4	9
430/4B	430/4B	430/4B	430/4B	1	9
440/6C	440/6C	440/6C	440/6C	4	9
510/6D	510/6D	510/6D	510/6D	4	9
520/4C	520/4C		520/4C	2	7
530/3C	530/3C		530/3C	5	7
540/4D	540/4D		540/4D	3	8

Таблица 59

**Маркировка и цвет компонентов для придания индивидуальности керамической облицовке IPS-Классик**  
(фирма «Ивоклар», Лихтенштейн)

Интенсивно окрашенная масса		Прозрачные массы	Массы для края коронок («плечевые массы»)
непрозрачная (грунтовая)	дентинная		
I O1 (белый)	I D1 (нейтральный)	T1 (нейтральные)	M10 (нейтральные)
I O2 (оранжевый)	I D2 (белый)	T2 (красноватые)	M11 (желтые)
I O3 (коричневый)	I D3 (желтый)	T3 (сероватые)	M12 (оранжевые)
I O4 (фиолетовый)	I D4 (золотисто-желтый)	T4 (прозрачные)	M13 (коричневые)
I O5 (серый)	I D5 (светло-коричневый)		M14 (розовые)
	I D6 (темно-коричневый)		
	I D7 (розовый)		
	I D8 (серый)		
	I D9 (голубой)		
	I D10 (светло-розовый)		
	I D11 (темно-розовый)		

Таблица 60

**Координация цветов Хромаскоп с сырьевыми заготовками и массами режущего края IPS-Эмпресс**

Цвет по шкале Хромаскоп	110/01	120/1A	130/2A	140/1C	210/2B	220/1D	230/1E	240/2C	310/3A	320/5B	330/2E	340/3E	410/4A	420/6B	430/4B	440/6C	510/6D	520/4C	530/3C	540/4D
Номер сырьевой заготовки	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
Техника наложения масс режущего края IPS-Эмпресс	1	2	2	2	3	3	4	4	4	4	4	4	3	3	3	3	4	3	4	4

**Физико-механические свойства ситалла**  
(по А. А. Седунову, 1985)

Материал	Прочность на изгиб, МПа	Микро- твердость, кг/мм <sup>2</sup>	Темпера- тура обжига (кристал- лизация), °С	Коеф- фициент терми- ческого расши- рения, °С <sup>-1</sup>	Усадка при обжиге (кристалли- зация), %
Фарфор	44-72	550-600	1100	$(9,7-12,5) \times 10^{-6}$	15-42
Сикор (ситалл для коронок)	160-190	700-750	950	$(50-60) \times 10^{-7}$	10-12
Ситалл литьевой для передних зубов	220-250	720-760	820-850	$(100-110) \times 10^{-7}$	0,1-0,2
Ситалл литьевой для боковых зубов	400-500	760-820	1050	$(30-40) \times 10^{-7}$	0,1-0,2
Ситалл литьевой для покрытия КХС	220-300	720-750	770-790	$(130-140) \times 10^{-7}$	0,1-0,2
Ситалл литьевой для базисов съёмных протезов	500	800-820	1150	$(35-40) \times 10^{-7}$	0,1-0,2

Таблица 62

**Состав шихты для получения стеклогранулята  
и для приготовления глазурей**

(по А. А. Седунову, А. П. Юманкову, 1992)

Компоненты стеклогранулята, мас. %		Компоненты глазури, мас. %	
SiO <sub>2</sub>	78,5	SiO <sub>2</sub>	54,0
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	4,0	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	12,0
K <sub>2</sub> O	2,5	B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	10,0
Li <sub>2</sub> O	12,0	MgO	0,1
P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	3,0	K <sub>2</sub> O	13,0
Fe <sub>2</sub> (SO <sub>4</sub> ) <sub>3</sub>	0,1–0,2	Na <sub>2</sub> O	7,0
CuSO <sub>4</sub>	0,003–0,01	ZnO	1,2
Au	0,0024	CaF <sub>2</sub>	5,0
Ag	0,012	Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,8–3,0
		Cu <sub>2</sub> O	0,005–0,5
		Ag	0,05–0,5

Таблица 63

**Физико-механические свойства базисных пластмасс  
горячего отверждения (М. М. Гернер, М. А. Нападов, 1984)**

Материал	Прочность, МН/мм <sup>2</sup>		Ударная вязкость, кДж/мм <sup>2</sup>	Прогиб при нагрузке		Микро- твёрдость, МН/мм <sup>2</sup>	Водопогло- щение через 24 ч при 37° С, мг/см <sup>2</sup>
	при изгибе	при сжатии		35 Н	50 Н		
Этакрил	110	105	7	1,42	2,80	200–500	0,45
Акрел	105	107	5,8	1,35	2,65	260–270	0,30
Фторакс	116	112	7	1,45	2,90	200–220	0,32
Акронил	116	110	6,6	1,65	2,94	250–280	0,31
Бесцветная пластмасса	100	105	6,4	1,38	2,75	230	0,55
Бакрил	140	110	8	1,52	2,84	200–230	0,40

Таблица 64

**Основные свойства пластмассовых зубов**  
(по И. Поюровой, 1993)

Показатель	Материал			
	Полиметилметакрилат		Эстедент	Эстедент-02
	линейной структуры	трехмерной структуры		
Плотность, г/см <sup>3</sup>	1,14	1,16	1,18	1,20
Степень сшивки, %	—	50,00	50,00	50,00
Прочность связи с базисом протеза, кг/см <sup>2</sup>	49,50	282,00	350,00	463,00
Стираемость, мм <sup>3</sup> /м	2,00	1,80	1,65	1,20
Микротвердость, кг/мм <sup>3</sup>	18,00	21,00	22,00	23,00
Водопоглощение, мг/см <sup>2</sup>	1,50	0,90	0,70	0,50
Предел прочности при статическом изгибе, кгс/см <sup>2</sup>	1000	1150	1150	1320

Таблица 65

**Сравнение механических свойств натуральных и пластмассовых зубов** (по Phillips, 1983)

Наименование зуба	Наименование твердой ткани зуба	Модуль эластичности, МПа × 10 <sup>4</sup>	Предел пропорциональности, МПа	Прочность при сжатии, МПа
Моляр	Дентин	1,2	148	305
	Эмаль (бугорки)	4,6	224	261
Премоляр	Дентин	1,4	146	248
Клык	Дентин	1,4	140	276
	Эмаль	4,8	194	288
Резец	Дентин	1,3	125	232
Пластмассовый материал для восстановления зубов		0,19	44	70–80

**Типоразмеры и номера фасонов искусственных зубов  
Эстедент и Эстедент-02**

Вертикальный размер центрального резца		Гарнитура зубов (ширина, мм)			
		28 зубов (верхних и нижних)	6 верхних передних	6 нижних передних	8 боковых
40 мм					
1 группа	7 мм	21□	21□	11	11ж
		21○	21○	11	11ж
	8 мм	22□	22□	11	11ж
		22○	22○	11	11ж
		22▽	22▽	11	11ж
	9 мм	23□	23□	11	11ж
		23○	23○	11	11ж
	43 мм				
2 группа	8 мм	24□	24□	12	12ж
		24○	24○	12	12ж
	9 мм	25□	25□	12	12ж
		25○	25○	12	12ж
		25▽	25▽	12	12ж
	10 мм	26□	26□	12	12ж
		26○	26○	12	12ж
	46 мм				
3 группа	9 мм	27□	27□	13	13ж
		27○	27○	13	13ж
	10 мм	28□	28□	13	13ж
		28○	28○	13	13ж
		28▽	28▽	13	13ж
	11 мм	29□	29□	13	13ж
		29○	29○	13	13ж
	49 мм				
4 группа	10 мм	30□	30□	14	14ж
		30○	30○	14	14ж
	11 мм	31□	31□	14	14ж
		31○	31○	14	14ж
		31▽	31▽	14	14ж
	12 мм	32□	32□	14	14ж
		32○	32○	14	14ж

Примечание. □ — прямоугольная форма зубов, ○ — округлая форма зубов, ∇ — треугольная форма зубов. «14» — типоразмер нижних передних зубов; «14ж» — типоразмер боковых (жевательных) зубов; «27□, 27○» — типоразмер передних верхних зубов, который предопределяет фасон всего гарнитура из 28 зубов.

Таблица 67

**Распределение верхних передних искусственных зубов  
Ивокрил по форме и размерам**

Форма зубов	Типоразмер (фасоны) зубов (всего 10 типоразмеров)	Ширина 6 передних зубов, мм	Высота центрального резца, мм	Ширина центрального резца, мм
Треугольная	31	40,4	9,7	7,4
	33	42,4	10,1	7,8
	34	44,6	10,2	8,1
	36	47,0	10,9	8,6
	37	48,6	11,0	8,7
Прямоугольная	22	43,2	9,1	7,9
	24	45,6	9,3	8,3
	26	48,8	10,0	9,1
Овальная	11	42,8	9,8	8,2
	12	45,8	9,5	8,5

Таблица 68

**Размеры нижних передних искусственных зубов Ивокрил**

Типоразмер зубов (всего 6 фасонов)	Ширина 6 нижних передних зубов, мм	Высота центрального резца, мм	Ширина центрального резца, мм
51	32,8	7,7	4,8
52	31,0	9,0	4,5
53	33,2	9,5	4,8
54	35,4	9,7	5,4
56	37,8	10,2	5,7
57	39,4	10,7	6,0

Таблица 69

**Размеры боковых искусственных зубов Ивокрил**

Типоразмер (фасон) боковых зубов	Ширина верхних боковых зубов, мм	Ширина нижних боковых зубов, мм
28 М	28,9	32,1
30 М	29,9	32,9
32 М	32,1	35,6



**Взаимосвязь формы и размеров верхних передних  
искусственных зубов анатомической формы  
SR-Антарис фирмы «Ивоклар» (Лихтенштейн)**

Форма зубов и фасон (типоразмер)	Ширина 6 передних зубов, мм	Высота центрального реза, мм	Ширина центрального реза, мм
Прямоугольная (9 типоразмеров)			
A 11	41,3	8,4	8,0
A 12	45,0	8,8	8,4
A 13	43,0	9,8	8,3
A 14	46,5	10,8	8,8
A 15	49,2	10,8	9,0
A 17	52,0	13,0	9,8
A 64	46,9	8,6	8,6
A 66	46,0	10,3	8,7
A 68	49,3	9,7	9,2
Треугольная (9 типоразмеров)			
A 21	39,9	9,6	7,6
A 22	42,8	9,6	7,9
A 24	42,4	10,6	8,4
A 24B	43,2	10,5	8,4
A 25	47,0	10,7	8,7
A 27	48,5	10,9	9,0
A 41	41,8	9,9	8,1
A 42	44,1	9,9	7,8
A 44	41,6	9,3	7,6
Овальная (7 типоразмеров)			
A 31	42,4	9,4	7,8
A 32	44,6	9,5	8,3
A 34	48,0	9,9	8,6
A 36	46,4	10,3	8,6
A 52	41,8	9,0	7,6
A 54	46,4	9,6	8,6
A 56	47,7	10,3	8,8

Таблица 71

**Размеры нижних передних искусственных зубов  
фирмы «Ивоклар» (Лихтенштейн)**

Типоразмер (фасон) зубов	Ширина 6 зубов, мм	Высота центрального резца, мм	Ширина центрального резца, мм
A 1	30,8	7,9	4,4
A 2	33,1	9,1	4,8
A 3	32,1	8,2	4,7
A 4	32,0	9,5	4,8
A 5	34,8	8,5	5,2
A 6	34,6	9,4	5,0
A 7	35,8	9,4	5,6
A 8	38,0	9,6	5,7
A 9	36,5	12,2	5,7
A 10	37,4	9,0	5,7

Таблица 72

**Взаимосвязь формы и размеров боковых  
искусственных зубов анатомической формы  
фирмы «Ивоклар» (Лихтенштейн)**

Типоразмер (фасон) боковых зубов	Ширина 4 верхних боковых зубов, мм	Ширина 4 нижних боковых зубов, мм
Для нормального прикуса		
N 1	26,3	28,5
N 2	29,6	31,8
N 3	29,3	31,8
N 4	32,0	35,2
N 5	31,6	34,6
N 6	34,5	37,2
Для глубокого прикуса		
T 2	28,3	30,6
T 4	30,9	33,6
T 6	31,7	34,0
Для перекрестного прикуса		
K 2	27,3	30,6
K 4	30,3	33,4
K 6	32,8	36,4
Блок четырех боковых зубов (моляров и премоляров) SR-Ортотип-кваттро		
N 3	—	31,8
N 5	—	34,6

**Взаимосвязь формы и размеров верхних передних зубов  
фирмы «Вита» (Германия)**

Форма зубов	Ширина 6 верхних передних зубов, мм	Высота центрального резца, мм	Ширина центрального резца, мм
Овальная (9 форм)			
O 13	41,1	9,3	7,8
O 21	42,5	8,6	7,6
O 25	42,5	9,9	8,1
O 34	42,8	9,7	7,9
O 35	42,8	9,8	7,8
O 43	43,4	9,5	8,1
O 86	46,4	10,1	8,9
O 98	48,0	11,8	9,0
O 99	52,5	12,5	9,8
Треугольная (9 форм)			
T 36	42,6	10,1	7,9
T 53	43,8	9,4	8,0
T 56	43,8	10,0	8,1
T 66	44,3	10,2	8,0
T 67	44,4	10,4	8,4
T 76	45,9	10,2	8,3
T 77	46,0	10,4	8,5
T 88	46,2	10,8	8,6
T 99	47,7	11,1	9,0
Квадратная (7 форм)			
Z 51	44,0	8,9	8,1
Z 52	44,0	9,1	8,3
Z 61	44,2	8,9	8,2
Z 74	45,9	9,7	8,6
Z 84	46,1	9,6	8,6
Z 85	46,5	9,9	8,4
Z 97	51,7	10,4	9,7
Прямоугольная (8 форм)			
X 12	39,5	9,1	7,3
X 13	41,1	9,5	7,6
X 54	43,8	9,7	8,6
X 66	45,0	10,2	8,8
X 77	46,0	10,3	8,5
X 87	46,6	10,5	8,8
X 96	49,0	10,0	9,3
X 99	50,9	13,0	9,6

Таблица 74

**Размеры нижних передних искусственных зубов  
фирмы «Вита» (Германия)**

Типоразмер (фасон)	Ширина 6 передних нижних зубов, мм	Высота центрального резца, мм	Ширина центрального резца, мм
L 4	32,3	8,5	4,7
L 6	33,3	7,4	4,9
L 8	37,8	9,8	5,6
L 10	38,1	9,6	5,9
L 12	40,2	9,6	6,4
L 14	41,4	10,6	6,0
L 3	33,2	8,2	5,0
L 5	34,4	9,3	5,0
L 7	35,5	8,7	5,4
L 9	35,6	8,6	5,4
L 11	36,1	9,3	5,5
L 13	36,4	8,8	5,5
L 15	38,0	11,2	5,7

Таблица 75

**Взаимосвязь формы и размеров боковых зубов  
фирмы «Вита» (Германия)**

Форма зубов	Размер премоляров и моляров, мм		Ширина боковых зубов, мм	
	верхних	нижних	верхних	нижних
Куспидформ (6 гарнитуров)				
40 C	28,1	29,5	7,7	7,5
41 C	29,9	31,2	8,3	8,0
42 C	31,7	33,4	8,2	8,0
43 C	30,9	32,2	8,5	8,1
44 C	32,5	34,5	9,1	8,8
45 C	34,8	36,3	9,0	8,3
Синоформ (5 гарнитуров)				
10 S	28,2	30,0	7,4	6,8
11 S	29,6	31,1	7,0	7,8
12 S	30,4	31,6	8,5	7,8
13 S	30,7	33,2	8,2	7,4
14 S	32,9	35,0	9,3	8,2

**Физические свойства облицовочных материалов  
на основе метилметакрилата**  
(по данным фирмы «Ивоклар», Лихтенштейн)

Свойство	Показатель
Предел прочности при сжатии, кгс/см <sup>2</sup>	1200
Предел прочности при изгибе, кгс/см <sup>2</sup>	12,5
Твердость при вдавливании шарика, кгс/см <sup>2</sup>	1700
Твердость по Виккерсу, HV 0,1 кг, кгс/см <sup>2</sup>	1870
Твердость по Кноопу, НК 0,2 кг, кгс/см <sup>2</sup>	1820
Ударная прочность, кгс/см <sup>2</sup>	5,0
Общее влагопоглощение, %	2,0
<b>Испытание устойчивости</b>	
Концентрированная соляная кислота, 10 дней	Окрашивается
Хлороформ при 20° С	Через 5 мин начинается окрашивание
Мономер при 20° С	Через 24 ч начинает растворяться
Испытание с УФ-облучением, 96 ч	Легко изменяется
Сцепление между полимеризованным и новым материалом	Хорошее
Склонность к окрашиванию в белый цвет при повышенной температуре полимеризации	Имеется
Остаточный мономер	Имеется

Таблица 77

**Полимерные материалы для облицовки коронок  
и мостовидных протезов и способы их отверждения**  
(по Chung Moon Um, I Eystein Reyter, 1991)

Материал	Фирма	Способ отверждения	Источник света	Время отверждения, с
Витапан Монопаст	«Вита»	Горячее (глицерин) 100° С, 6 бар	—	900
Биодент К+В Плюс	«Де Трэй»	Горячее (вода) 95° С, 6 бар	—	1200
Визио-гем	«ЭСПЭ»	Светом	Эспэ Визио-Альфа Эспэ Визио-Бета (с вакуумом)	78  900
Дентаколор	«Хереус Кульцер»	Светом	Дентаколор XS	360

Таблица 78

**Показатели по комбинированию масс SR-Хромазит  
фирмы «Ивоклар» (Лихтенштейн)**

Цвет по шкале Хрома- скоп	110/01	120/1A	130/2A	140/1C	210/2B	220/1D	230/1E	240/2C	310/3A	320/5B	330/2E	340/3E	410/4A	420/6B	430/4B	440/6C	510/6D	520/4C	530/3C	540/4D
Масса																				
Непрозрачный грунтовый слой	11	11	16	14	15	15	15	12	14	24	14	23	23	14	14	16	23	23	23	12
Дентинная масса	110/01	120/1A	130/2A	140/1C	210/2B	220/1D	230/1E	240/2C	310/3A	320/5B	330/2E	340/3E	410/4A	420/6B	430/4B	440/6C	510/6D	520/4C	530/3C	540/4D
Режущий край	1	1	1	1	1	2	2	2	2	3	2	1	4	5	5	3	3	3	3	5
Непрозрачный дентинный слой		120/1A	130/2A	140/1C	210/2B	220/1D	230/1E	240/2C	310/3A	320/5B			410/4A	420/6B	430/4B	440/6C	510/6D			
Пришеечная масса			12	12	13	17	11	12	17	13	13	14	16	15	15	15	15	14	14	14
Интенсивно окрашенный Хромазит	Основные дентиновые цвета							Дентинные краски					Дополнительные массы Хромазит							
0 — прозрачный 1 — белый 2 — розовый 3 — синий 4 — антраци- товый 5 — оранжево- коричневый 6 — светло- коричневый 7 — красно- коричневый 8 — оливково- коричневый 9 — темно- коричневый	D 11 — бело-бежевый D 12 — красно-бежевый D 13 — желто-бежевый D 14 — коричнево-бежевый D 15 — серо-бежевый  цвета для подкрашивания:  M 1 — слоновая кость M 3 — золотисто-желтый M 4 — светло-коричневый M 5 — темно-коричневый  цвета для режущего края:  S 22 — сине-прозрачный							21 — ванильно-белый 22 — желто-оранжевый 23 — оранжево-коричневый 24 — темно-коричневый  краски для режущего края:  21 — голубой 22 — прозрачно-розовый 23 — прозрачно-оранжевый					Десневая масса          Прозрачная масса							

Таблица 79

**Временные поликарбонатные коронки фирмы «ЗМ» (США)**

Зубы	Количество размеров	Ширина, мм (мезио-дистальный размер)
Верхние центральные и боковые резцы	26	5,6–10,0
Нижние резцы	10	5,0–6,3
Верхние клыки	14	7,2–7,5
Премоляры	10	6,2–7,5

Примечание. В таблице приведены данные для набора из 60 коронок (фирмой выпускаются наборы из 180 коронок).

Таблица 80

**Классификация стоматологических цементав  
по связующему веществу матрицы (по D. C. Smith, 1996)**

Связующее вещество матрицы	Класс цемента	Основные компоненты цемента
Фосфат	Цинк-фосфатный	Фосфат цинка Фтористый фосфат цинка Фосфат цинка—оксид/соли меди Фосфат цинка—соли серебра
	Цинк-силикатнофосфатный	Силикофосфат цинка Силикофосфат цинка—ртуть
Фенолят	Цинкоксидэвгеноловый	Оксид цинка—эвгенол Оксид цинка—полимер эвгенола Оксид цинка—эвгенол—ОЭБ Оксид цинка—эвгенол—глинозем
	Хелатный цемент с гидроксидом кальция	Салицилат гидроксида кальция
Поликарбоксилат	Цинк-поликарбоксилатный	Поликарбоксилат цинка Фтористый поликарбоксилат цинка
	Стеклоиономерный	Полиалкенаат кальция—алюминия Полиалкенаат кальция—алюминия—оксид цинка
Полиметакрилат	Акриловый	Полиметакрилат
	Диметакриловый	Диметакрилат без наполнителя Диметакрилат с наполнителем

**Применение цемента в ортопедической стоматологии**  
(по D. C. Smith, 1996)

Применение	Тип цемента
<i>Для фиксации</i>	
Вкладок, штифтовых зубов	Стеклоиономерный цемент
Несъемных протезов на опорных зубах:	Цинк-фосфатный цемент
а) депульпированных;	Цинк-поликарбоксилатный цемент
б) витальных, с тонким слоем дентина, особенно одиночных коронок и мостовидных протезов небольшой протяженности	
Шины на короткий срок (временно) на витальных зубах, с минимальной толщиной дентина, у гиперчувствительных пациентов	Цинкоксидаэвгеноловый цемент
Несъемных протезов на короткий срок (временно)	Цинкоксидаэвгеноловый цемент Цинк-поликарбоксилатный (жидкая смесь) цемент
На короткий срок (временно) старых протезов; фиксация облицовок и протравленных кислотой литых вкладок	Диметакрилатный компомер
<i>Для подкладок</i>	
В полости зуба с сохранившимся слоем дентина более 0,5 мм	Стеклоиономерный цемент
В полости зуба с минимальным количеством дентина или обнажением пульпы	Поликарбоксилат цинка Полифосфат цинка (низкокислотного типа) Салицилат гидрооксида кальция Цинкоксидаэвгеноловый цемент



**Рекомендации фирмы «ЗМ» (США) по использованию  
цементов в клинике ортопедической стоматологии**

Применение	Показание	Рекомендация
Для фиксации метал- лических протезов: — вкладки/накладки  — коронки  — мостовидные протезы  — штифтовые зубы	Обычные условия фиксации	Стеклоиономерный цемент 3М Релей Экс Лутин
	Необходимость более надежной фиксации	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Обычные условия фиксации	Стеклоиономерный цемент 3М Релей Экс Лутин
	Необходимость более надежной фиксации	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Обычные условия фиксации	Стеклоиономерный цемент 3М Релей Экс Лутин
	Необходимость более надежной фиксации	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Обычные условия фиксации	Стеклоиономерный цемент 3М Релей Экс Лутин
Для фиксации фарфоровых: — облицовок  — вкладок/накладок  — коронок	Необходимость более надежной фиксации	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Достижение оптимальных эстетических результатов	Композиционный цемент 3М Опал
	Необходимость более надежной фиксации	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Эстетическая коррекция	Композиционный цемент 3М Опал
Для фиксации протезов из композиционных материалов: — вкладки/накладки  — коронки	Необходимость более надежной фиксации	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Эстетическая коррекция цемент 3М Опал	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Необходимость более надежной фиксации	Композиционный цемент 3М Релей Экс ARC
	Эстетическая коррекция	Композиционный цемент 3М Опал

**Свойства стоматологических цемента для фиксации**  
(по D. C. Smith, 1996)

Вид цемента	Толщина пленки, мкм	Время затвердевания, мин	Растворимость, % вес	Прочность, МПа		Модуль упругости, ГПа
				на сжатие	на растяжение	
Цинк-фосфатный	25-35	5-14	макс. 0,2	80-100	5-7	13
Цинк-силикатный	30-40	5-7	1	140-170	8-13	—
Цинкоксидаэвгеноловый:						
— немодифицированный;	25-35	2-10	1,5	2-25	1-2	—
— армированный полимерами	35-45	7-9	1	35-55	5-8	2-3
Хелатный цемент	40-60	7-13	1	55-70	3-6	3-6
Цинк-поликарбонкислатный	20-25	6-9	0,06	55-85	8-12	5-6
Стеклоиономерный	25-35	6-9	1	90-140	6-7	7-8
Полимерный цемент	20-60	3-7	0,05	70-200	25-40	4-6

Таблица 84

**Примерный состав фосфатного цемента**  
(по Т. Ф. Стрелюхиной)

Компоненты цемента			
порошок (в % по массе)		жидкость (в % по массе)	
ZnO	75-90	P <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	39-45
MgO	5-13	ZnO	8-12
SiO <sub>2</sub>	0,05-5	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	3-6
P <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,05-2,5	H <sub>2</sub> O	37-50

Таблица 85

**Физико-механические свойства цемента для фиксации  
несъемных протезов (по данным АО «Медполимер»)**

Цемент	Время замешивания, с	Время затвердевания, мин	Прочность при сжатии, МПа	Толщина пленки, мкм
Унифас	60–90	4–9	70–100	25–40
Висфат	60–90	5–10	70–80	30–40
Диоксифисфат	60–90	5–10	70–80	30–40
Цемент поли- карбоксилатный	30–40	4–9	50–70	25–35
Лактодонт	40–60	3–6	110–130	Данных нет
Витакрил	30–40	6–8	100–110	Данных нет

Примечание. Назначение Лактодонта — фиксация ортодонтических аппаратов, металлических и пластмассовых протезов у детей.

Таблица 86

**Цементы для временной фиксации несъемных протезов  
(по D. C. Smith, 1996)**

Наименование	Тип	Изготовитель
Флау-Темп	Цинкоксидэвгеноловый	«Премьер ЭСПЭ»
Фридинол	Не содержащий эвгенола	«Джи Си»
Ноубжинол	Не содержащий эвгенола	«КОЕ»
Темп-Бонд NE	Не содержащий эвгенола	«Керр»
Темпорари Симент	Цинкоксидэвгеноловый	«Буффало»
ZOE 2200	Цинкоксидэвгеноловый	«Л. Д. Колк»
Зоун	Не содержащий эвгенола	«Кэдрол Дентал Продакт»

**Цементы для постоянной фиксации несъемных протезов**  
(по D. C. Smith, 1996)

Наименование	Тип	Изготовитель
Дурелон	Цинк-поликарбоксилатный	«Премьер ЭСПЭ»
Эвербонд	Стеклоиономерный	«Керр»
Флекс Икстрэординари	Цинк-фосфатный	«Мицци Инк.»
Фуджи Тип I	Стеклоиономерный	«Джи Си»
Файнэл	Цинкоксидэвгеноловый	«Л. Д. Колк»
Хай Бонд	Цинк-поликарбоксилатный	«Шофу Дентал»
Хай Бонд	Цинк-фосфатный	«Шофу Дентал»
Кетак-Сем	Стеклоиономерный	«Премьер ЭСПЭ»
Лив Синирэй	Цинк-поликарбоксилатный	«Джи Си»
Моудем Тинэйсин	Цинк-фосфатный	«Л. Д. Колк»
Опотов Алюмина ЕВА	Цинкоксидэвгеноловый	«Теледин Гец»
Тайлок Плас	Цинк-поликарбоксилатный	«Л. Д. Колк»
Цинк Симент Импрувд	Цинк-фосфатный	«Мишн Вайт Дентал»

Таблица 88

**Сравнение некоторых физико-механических показателей  
цементов (по данным фирмы «Хереус Кульцер», Германия)**

Цемент	Прочность на сжатие, МПа	Устойчивость к растворению, мм/ч	Адгезия к дентину, МПа	Адгезия к драгоценным металлам, МПа
Дайрект Сем	220	0,000	5,8	4,0
Композиционный	167–291	0,007	1,5–7,9	2,4–11,2
Стеклоиономерный	167	Данных нет	3,4	0,1
Цинк-фосфатный	149	0,25	1,4	0,1

Таблица 89

**Композиционные цементы для фиксации адгезионных  
мостовидных протезов (по D. C. Smith, 1996)**

Наименование	Форма выпуска	Изготовитель
Комспэн	2 пасты, полупрозрачный	«Л. Д. Колк»
Конклюд	2 пасты, непрозрачный	«ЗМ»
Ден-Мэт	2 пасты, полупрозрачный	«Ден Мэт Корп.»
Дьюрэйлингуэл	Адгезивный грунт, основная паста, непрозрачный	«Юнитек Корп.»
Ипоксулайт-9080	Порошок и жидкость, непрозрачный	«Ли Фармасыютик»
Гец	2 пасты, непрозрачный	«Теледин Гец»
Рисильют	2 пасты, полупрозрачный	«Генри Шейн Инк»

Таблица 90

**Состав цемента Провалинк**

Компонент	Основная паста, г	Катализатор, г
Полиэфирный уретандиметакрилат	0,306	0,304
Полиэтиленгликодиметакрилат	0,251	0,248
Щелочной стеклонаполнитель	0,300	0,300
Высокодисперсный диоксид кремния	0,080	0,080
Трифторид иттербия	0,050	0,050

Таблица 91

**Коэффициент термического расширения материалов  
в температурном диапазоне 20–70° С  
(по Е. В. Кортукову и соавт., 1988)**

Материал	Коэффициент термического расширения, $\alpha \times 10^6 \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Ткани зуба	10...15
Цементы	7...8
Амальгамы	22...28
Композиционные пломбировочные материалы	25...50
Полимерные материалы (без наполнителя)	70...100
Сплавы золота	12...25
Фарфор	4...14

Таблица 92

**Составы легкоплавких сплавов**

Номер сплава	Компоненты сплава (в % по массе)				Температура плавления, °C
	висмут	свинец	олово	кадмий	
1	55,5	—	33,38	11,12	95
2	52,5	32,0	15,50	—	96
3	50,1	24,9	14,20	10,80	70
4	55,0	27,0	13,00	10,00	70
5	48,0	24,0	28,00	—	63

Таблица 93

**Физические свойства основных компонентов  
восковых смесей**

Компонент	Физические свойства				Основные свойства, проявляемые в смесях
	плотность, $\rho$ , кг/м <sup>3</sup>	температура размягчения, °C	температура плавления, °C	температура кипения, °C	
Воск пчелиный	$0,95 \times 10^3$	37	62	263	Пластичность, регуляция температуры размягчения и плавления
Стеарин	$0,93 \times 10^3$	50–55	68–71	350	Эластичность, повышение температуры плавления, уменьшение пластичности
Воск карнаубский	$0,95 \times 10^3$	40–95	83–90		Повышение твердости и температуры плавления, уменьшение пластичности
Парафин	$0,90 \times 10^3$	42–45			Повышение вязкости и температуры плавления

**Состав некоторых восковых моделировочных материалов**  
(в % по массе)

Компонент	Воск базисный	Воск моделировочный для мостовидных протезов	Формодент литьевой	Воск моделировочный Лавакс	Восколит-1	Восколит-2
Парафин	77,99	84,992	29,98	78,92	40,00	60,00
Церезин	20,0	10,00	12,00	57,992	37,992	
Даммаровая смола	2,0	2,00				
Краситель	0,01	0,008	0,02	0,08	0,003	0,008
Воск-монтаж		2,00				
Воск синтетический А-вакс		1,00		2,00		
Воск пчелиный			65,0			
Воск карнаубский			5,0	7,00		
Канифоль сосновая				2,00	2,00	

**Форма выпуска и область применения восковых  
моделировочных материалов**

Материал	Форма выпуска	Основные свойства	Назначение
Воск базисный-02	Пластины розового цвета размером 170 × 80 × 1,8 мм	Хорошая пластичность	Получение восковых базисов, окклюзионных (прикусных) валиков, индивидуальных ложек
Воск бюгельный	Палочки и пластины круглой или полуovalной формы диаметром 82 мм и толщиной 0,3–0,5 мм, розового, зеленого и синего цветов	Высокая пластичность, малая тепловая усадка	Создание изоляции на модели при получении репродукции каркаса дугового (бюгельного) протеза
Формодент литьевой	Пластины прямоугольной формы зеленого цвета	Твердость, отсутствие растрескивания при охлаждении, хорошая формовка на гипсовой модели	Моделирование элементов кламмеров и других частей дугового (бюгельного) протеза с последующей заменой на сплав металлов
Формодент твердый (твердый-02)	Прямоугольные пластины коричневого и красного цветов		Моделирование каркасов цельнолитых дуговых (бюгельных) протезов
Воск моделировочный для мостовидных протезов	Прямоугольные бруски синего или коричневого цвета, размером 40 × 9 × 9 мм	Малая тепловая усадка и незначительная зольность (0,02%)	Моделирование коронок зубов и промежуточной части (тела) мостовидного протеза
Лавакс	Палочки ланцетовидной формы	Минимальная усадка и зольность	Моделирование вкладок



Материал	Форма выпуска	Основные свойства	Назначение
Воски профильные: <i>Восколит-1</i>	Цилиндрические палочки № 1—4	Легко соединяются с восковым каркасом дугового (бюгельного) протеза, не вступают в реакцию со связующими элементами и огнеупорны- ми массами, выплавляются и сгорают без остатка, приобретают хорошую пластичность (при темпера- туре пальцев рук)	Создание литниковой системы при литье на огнеупорной модели; литниковая система при отливке металлических элементов дугового (бюгельного) протеза вне модели; моделирование каркасов дуговых (бюгельных) протезов; для моделирования дуги бюгельного протеза на верхней челюсти; для моделирования дуги бюгельного протеза на нижней челюсти; для моделирования литых опорно- удерживающих кламмеров; для моделирования деталей дугового (бюгельного) протеза
<i>Восколит-2</i>	Палочки зеленого цвета		
<i>Восколит-3</i>	Палочки синего или розового цвета		
<i>Профиль № 1</i>	Набор палочек различной формы с поперечным сече- нием 6,0 × 1,5 мм 5,0 × 1,5 мм 3,0 × 1,8 мм Диаметр 1,5 мм		
<i>Профиль № 2</i>			
<i>Профиль № 4, № 5</i>			
<i>Профиль № 7</i>			

Таблица 96

**Постановочные воски**

Торговая марка	Фирма-изготовитель	Форма выпуска
Эстинэкс	«Эссошиэйтид»	Пластинка
Кавекс ТТ-100	«Кавекс»	Пластинка, мягкая
Кавекс ТТ-300	«Кавекс»	Пластинка, твердая
Сет ап Моделлин	«Кавекс»	Пластинка
Метроу Байт	«Метродент»	Брусok
Метроу Моделлин	«Метродент»	Пластинка

**Липкие воски**

Торговая марка	Фирма-изготовитель	Форма выпуска, цвет
Метродент	«Метродент»	Брусочек, белый
Хотти	«Ренфорт»	Желтый воск
Препон	«Байер»	Брусочек, синий Брусочек, зеленый Брусочек, светло-желтый Жемчужный воск, зеленый
Специальный воск Преформ	«Эркодент»	Пришеечный воск, красный

Таблица 98

**Применение электрокорунда Алустрал**  
(по данным фирмы «Шулер Дентал», Германия)

Зернистость порошка, мкм	Область применения
25	Сглаживание переходов керамики к металлу, жевательная поверхность
50	Удаление паковочной массы, подготовка каркасов перед обжигом, удаление излишней керамической массы у металлокерамических коронок в пескоструйных аппаратах с соплом диаметром 1,0 мм
110	Обработка поверхностей благородных и неблагородных сплавов в пескоструйных аппаратах с соплом диаметром 4,0 мм
150	Подготовка каркасов перед обжигом в пескоструйных аппаратах с соплом диаметром 4,0 мм
250	Обработка поверхностей хромокобальтовых сплавов в пескоструйных аппаратах с соплом 3,0 и 4,0 мм; подготовка каркасов неблагородных сплавов металлов перед обжигом в пескоструйных аппаратах с соплом диаметром 2,0; 3,0 и 4,0 мм

**Применение абразивных порошков Ауробласт**  
(по данным фирмы «Шулер Дентал», Германия)

Зернистость порошка, мкм	Область применения
90—150	Обработка поверхностей и доведение их до блеска (уплотнение поверхности) из благородных и неблагородных сплавов металлов в аппаратах с соплом диаметром 1,6; 2,0; 3,0; 4,0 мм
40—80	Доведение поверхностей коронок и мостовидных протезов до блеска; обработка внутренних частей замковых креплений; удаление окисной пленки после глазурования в аппаратах с соплом диаметром 1,0 мм

Таблица 100

**Режимы шлифования и полирования различных материалов**  
(по Е. В. Картукову и др., 1988)

Обрабатываемый материал	Линейная скорость, м/с	
	шлифования	полирования
Золото, алюминий, свинец и их сплавы	10—20	18—25
Медь, латунь, серебро, бронза	13—18	20—30
Нержавеющая сталь	15—25	25—35

Таблица 101

**Продолжительность обработки металлических каркасов протезов и состав пасты ГОИ**

Компонент	Зернистость пасты		
	грубая, вес. %	средняя, вес. %	тонкая, вес. %
Оксид хрома	81	76	74
Силикогель	2	2	1,8
Стеарин	10	10	10
Жир расщепленный	5	10	10
Олеиновая кислота	—	—	2
Сода двууглекислая	—	—	0,2
Керосин	2	2	2
Продолжительность обработки, мин	7—10	4—7	1—3

**Изоляционные материалы**

Торговая марка	Фирма-производитель	Форма выпуска	Изоляция поверхностей
Айзеулент	«Дентсплай»	Жидкость	Гипс—пластмасса
Изо-К	«Кондулор»	Жидкость	Гипс—пластмасса
Супер Сеп	«Керр»	Жидкость	Гипс—гипс
Изолит	«Дегусса»	Аэрозоль	Воск—гипс
Байодент U	«Дентсплай»	Жидкость	Изоляция фарфора
Сепаратор	«Вита»	Лак	Изоляция фарфора
Модизол	«Вита»	Карандаш	Изоляция фарфора
Толуен	«Вита»	Разбавитель лака	Изоляция фарфора
LCS-Флюид	«Вита»	Светоотверждаемый лак для покрытия плечевого уступа	Изоляция фарфора

Таблица 103

**Составы электролитов для обработки каркасов  
металлических протезов (по Е. А. Брагину, 1983)**

Компоненты электролитов	Состав							
	№ 1 (%)	№ 2 (мл)	№ 3 (мл)	№ 4 (%)	№ 5 (%)	№ 6 (%)	№ 7 (%)	№ 8 (мл)
Ортофосфорная кислота	12	60	92,4	56	35-45	60	45	40
Дистиллированная вода	11	25	до 200	32	10	20	40	19
Серная кислота (конц.)	12	30	21,8	—	—	—	15	10
Этиленгликоль	53	300	—	—	—	—	—	—
Этиловый спирт	12	—	—	—	—	—	—	—
Глицерин	—	—	2	—	30-60	—	—	—
Хромовая кислота	—	—	—	12	—	—	—	—
Хромовый ангидрид	—	—	—	—	—	20	—	—
ПАВ	—	2	—	—	—	—	—	2

Таблица 104

**Температурно-временная зависимость и плотность тока при проведении электрополировки металлических каркасов протезов (по Е. А. Брагину, 1983)**

Электролит	Плотность тока, А/дм <sup>2</sup>	Температура электролита, °С	Время экспозиции, мин
№ 1	5–6	50–70	5–7
№ 2	8–50	20–50	3–5
№ 3	10	18–25	—
№ 4	10–25	60–80	3–5
№ 5	20–50	50–60	6–15
№ 6	20–50	50–60	6–15
№ 7	20–50	50–60	6–15
№ 8	30–60	50–70	5–7

Примечание. Состав электролитов см. в табл. 103.

Таблица 105

**Растворы для отбеливания нержавеющей стали**

Отбел	Компоненты отбела, вес. %			
	соляная кислота	азотная кислота	серная кислота	вода
№ 1	2	10	—	88
№ 2	27	—	23	50
№ 3	20	10	—	70
№ 4	47	6	—	47
№ 5	5	10	—	85

Таблица 106

**Состав и температура плавления золотых припоев**

Проба припоя	Состав, %							Температура плавления, °C
	Au	Ag	Cu	Zn	Sn	Cd	латунь	
809	80,9	8,1	6,8	2,1	2	—	—	868
800	80,0	3,8	6-12	2-4	2-3	—	—	746-871
750	75,0	5	13	—	—	5	2	821
729	72,9	12,1	10	2,3	2	—	—	835
650	65,0	16,1	13,1	3,9	1,7	—	—	799
600	60,0	12-32	12-22	2-4	2-3	—	—	724-835
583	58,3	16	16	—	—	5,5	4,2	—
450	45,0	13-35	15-20	2-4	2-3	—	—	691-816

Примечание. Au — золото; Ag — серебро; Cu — медь; Zn — цинк; Sn — олово; Cd — кадмий.

Таблица 107

**Состав и температура плавления серебряных припоев**

Припой	Состав, %							Температура плавления, °C
	Ag	Cu	Zn	Cd	Mn	Ni	Mg	
Серебряный	63	27	10	—	—	—	—	700-730
Серебряно-кадмиевый № 1	45	25	15	15	—	—	—	600-620
Серебряно-кадмиевый № 2	37	38	15	0,5	5,2	4	0,3	800-850

Примечание. Ag — серебро; Cu — медь; Zn — цинк; Cd — кадмий; Mn — марганец; Ni — никель; Mg — магний.

## Алфавитный указатель основных определений, понятий и терминов

- Абразивные материалы** 271  
**Абсорбция** 183  
**Адаптация к протезам** 290  
**Адгезия** 17  
**Активаторы** 124  
**Активные движения** 17  
**Аллергия** 305  
**Аллотропия металлов** 59  
**Альгинатные массы** 34  
**Анатомический оттиск** 16  
**Артикуляция** 286  
**Биоситаллы** 122  
**Включения неметаллические** 62  
**Внутреннее напряжение** 69, 143  
**Внутренняя пластификация** 54  
**Воски** 234  
**Время затвердевания** 37  
**Вспомогательные материалы** 9  
**Вязкость** 11  
**Газовая пористость** 142  
**Гигиенические требования** 10  
**Гранулярная пористость** 143  
**Двойной оттиск** 12  
**Дефекты оттиска** 20  
**Деформация** 11  
**Диагностическая модель** 12  
**Закалка** 70  
**Идиосинкразия** 306  
**Ингибиторы** 26  
**Индивидуальная ложка** 13  
**Инжекционно-литевое прессование** 135  
**Инициаторы** 124  
**Искусственные зубы** 94, 164  
**Каолин** 85  
**Катализаторы** 26  
**Кварц** 85  
**Керамика** 85  
**Кераскоп** 104  
**Керомеры** 181  
**Классификация материалов** 9  
**Классификация полимеров** 126  
**Клинические материалы** 10  
**Когезия** 17  
**Композиционные полимеры** 181  
**Компомеры** 181  
**Компрессионное прессование** 133  
**Контрольная модель** 13  
**Коррозионная стойкость** 67  
**Коррозионная усталость** 67  
**Коррозия** 67  
— межкристаллическая 68  
— местная 68  
— равномерная 68  
— электрохимическая 68  
**Крампон** 95  
**Кристаллы** 68  
**Легирование** 78  
**Лигатура** 78  
**Ликвация** 69  
**Мамелон** 112  
**Материаловедение** 9  
**Металлические сплавы** 60  
**Металлокерамика** 100  
**Металлы** 59  
**Метод Бринелля** 66  
**Метод Виккерса** 66  
**Метод Рокатек** 191  
**Метод Роквелла** 66  
**Метод Силикоатер** 191  
**Методика Кевлок** 191  
**Методика Силок** 193  
**Механическая пластификация** 54  
**Механическая смесь** 60  
**Механические испытания** 65  
**Механические свойства металлов** 65  
**Моделировочные материалы** 232  
**Модель** 12  
**Модель челюсти** 12  
**Модуль упругости** 65  
**Набухание** 35  
**Наклеп** 64  
**Наполнители** 36  
**Наружная пластификация** 54  
**Низкоплавкий фарфор** 88  
**Нитрид-титановое покрытие** 84  
**Обжиг** 70  
**Облицовка** 101  
**Окклюзионная плоскость** 134  
**Окклюзия** 286  
**Опалесценция** 117  
**Основные материалы** 9  
**Остаточный мономер** 144  
**Отбел** 264  
**Отбеливание** 264

- Отжиг 70
- Отпуск металлов 71
- Оттиск 12
- Оттиск, методика получения 17
- Оттиск компрессионный 16
- Оттиск разгружающий 16
- Оттисковая ложка 13
- Оттисковая ложка стандартная металлическая 13
- Оттисковые материалы, полисульфидные 52
  - полиэфирные 53
  - свойства физические, табл. 2 311
  - силиконовые 40
  - твердые 24
  - термопластические 56
  - тиоколовые 52
  - эластичные 34
  - требования 22
- Пассивные движения 17
- Параллеломер 57
- Паяние 267
- Пескоструйная установка 105
- Пиролиз 193
- Пластификация 54
- Пластическая деформация 11
- Пластичность 11
- Пластмассы 127
- Подбор оттисковой ложки 16
- Поднутрение 57
- Поликонденсация 44
- Полимеризация 44
- Полимеры 123
- Полиприсоединение 44
- Полирование 278
- Пористость пластмасс 142
- Пористость сжатия 142
- Предел выносливости 63
- Припой 267
- Пробириная система 73
- Протезное ложе 12
- Протетическая плоскость 134
- Прочность 11
- Рабочая модель 12
- Рабочее время 37
- Разрушение металлов 63
- Рекристаллизационный отжиг 64
- Рекристаллизация 64
- Сварка 269
- Свойства металлов технологические 68
- Сенсибилизация 305
- Силиконовые массы 40
- Ситаллы 85, 120
- Сополимеризация 129
- Сплавы благородных металлов 73
- Сплавы кобальтохромовые 78
- Сплавы никелехромо-вые 81
- Сплавы титана 82
- Сталь нержавеющая 76
- Стандартные коронки 77
- Статические нагрузки 65
- Структура сплава 60
- Сшивагенты 35
- Сшивка 35
- Твердость металлов 65
- Твердость 11
  - по Бринеллю 66
  - по Виккерсу 66
  - по Роквеллу 66
- Твердый раствор 60
- Текущность 11
- Температура плавления 64
- Термомеханическая обработка металлов 70
- Технологические требования 10
- Тизотропия 39
- Токсикологические требования 10
- Тугоплавкий фарфор 88
- Ударная вязкость 11
- Упругая деформация 11
- Упругость 11
- Усадка 34
- Усадочные раковины 69
- Усталость металлов 63
- Фазы сплава 60
- Фарфор 85
- Физико-механические свойства металлов 63
- Физико-механические требования 10
- Фиксация протеза 290
- Флюоресценция 102
- Флюс 269
- Формы коррозии 68
- Фритта 95
- Фриттование 95
- Формовка 252
- Формовочные материалы 252
- Функциональный оттиск 16
- Химико-термическая обработка металлов 67
- Химические свойства металлов 67
- Химическое соединение 60
- Холодная обработка металлов 70
- Хромаскоп 113, 167
- Цемент 208
- Шпат полевой 85
- Эластичность 11
- Эстетические требования 10



# Алфавитный указатель стоматологических материалов, инструментов и оборудования

- Адгезор 213  
Адгезор карбофине 218  
Адгезор фине 214  
Аквимерон 225  
Аква-Сем 225  
Аквасил 48  
Аккумикс 48  
Аккуфлекс 48  
Акрел 145  
Акрилоксид 188  
Акро-Сеп 284  
Акрон М Си 140, 146  
Акронил 145  
АКР-15 144  
АКР-П 163  
Аксиома 300  
Алмаз 273  
Алокс 275  
Алустрал 275  
Альгидур 38  
Альгикап 21  
Альгинмакс 38  
Альгиногал 38  
Альгинопласт 39  
Альтрак 293  
Альфакаст № 2 257  
Альфакаст Варио 257  
Альфасил 51  
Амоцид 299  
Арабеск Топ 108  
Аргил 213  
Арома Файн 40  
Артгласс 193  
Артикуляционная  
    бумага 287  
Артилон 287  
Артиплюс 166  
Арти-Фол 288  
Аурит 258  
Ауробласт-С 276  
Ауровест Софт 259  
Ауро-Плат 266  
Аурофильм 263  
АХД 2000-специаль 299  
АЦ-1 282
- Байсилекс 51  
Бакелит 277  
Бакрил 145  
Бейсик 165  
Бегодур 29  
Бегостал 259  
Бегостоун 29  
Би Краун Моляр  
    Кит 175  
БигБойз 175  
Биогал-Е 165  
Биодент 75, 96, 103,  
    104, 166  
Биокрон 166  
Биоплюс 166  
Биостабил 166  
Бисико-1 Софт 51  
Бисико 51  
    — Дубль 263  
    — Икзэкт 51  
    — Квик 52  
    — Люксэй Трэй 163  
    — Мэнайзл 52  
    — Пласт 51  
    — Присайжн 52  
    — Прови Бонд К 180  
    — Прови Темп К 180  
    — Регидур-і 290  
    — Софтбэйз 147  
    — Темп S 180  
    — Хроминат 40  
Бисико-S1 51  
Бисико-S2, -S2i, -S4,  
    -S4i 51  
Бисико-S4, -S4i 52  
Бисико-S4i Хайдро-  
    фил 52  
Блю-Маус 289  
Блю-Маус Супер  
    Фаст 289  
Блюпринт Кремикс 39  
Блюпринт Пласт  
    Энтбэк 39  
Блюфэйз-Р 198  
Брит-RX 294
- Бура 269  
Бюгодент 79, 339
- Вакумиксер 256**  
Валюкс-Плюс 189  
Ван коут бонд 188  
Ван Стэп 188  
Вариант 266  
Вариолинк 202  
Вектрис 200  
Вел-Микс Стоун 29  
Вест-Джи 257  
Вибробеби 32  
Вибробой 32  
Вибромистер 32  
Вивоперл-ПЕ 96  
Вивоперл-ПЕ-  
    Орточип 96  
Вигален-30 (-35) 46  
Вико-1/2 33  
Викопрес 33  
Вировест 259  
Вирон-88 81  
Вироплюс 259  
Висфат-цемент 211  
Вита Акцент 116  
Вита Вакумат 106  
Вита Интерно 116  
Вита-Люмин-Вакуум  
    115  
Вита Omega-900 115, 116  
Вита Селей Элумайнз  
    Блэнкс 119  
Вита Титаниум-  
    Керамик 116  
Вита Хай-Керам 103  
Вита-VMK 103, 106, 115  
Витадур 102, 103, 118  
Витакрил 224  
Витребонд 227  
Воколоид 37, 38  
Вокосепт 299  
Воко-Темп 228  
Воски базисные 237  
Воски бюгельные 239

- Воски липкие 250  
 Воски профильные 248  
 ВТ-100 83  
 Галазолин 294  
 Галесил 48  
 Галигранит 29  
 Галипластер 29  
 Гаммасил 51  
 Гарант 51  
 Гелио-бонд 175  
 Гелиомолар 113  
 Гелиопротресс 133  
 Гидрогум 39  
 Гидросил 50  
 Гингива Ликвид 293  
 Гипс 24  
 Гипс-Бриллиант-ликвид 31  
 Гипсогал 29  
 Гипсол 299  
 ГласСпан 203  
 Глейз 281  
 Глория специаль 254  
 Гуд Фит 82  
 Дайрект Сем 226  
 Дегувест Софт 259  
 Дегувест HFG 259  
 Дегуфлекс 51  
 Денс Нобилис 166  
 Дента 296  
 Денталон Плюс 179  
 Дентан 79, 81, 339  
 Дентаколор 191  
 Дентафикс 270  
 Дентафлекс солид 23, 48  
 Дентипласт 58  
 Детазил 49  
 Детатрин 281  
 Желтэйт 39  
 Желтэйт Плюс 39  
 Диалог 197  
 Диапол 280  
 Дикор 103  
 Дименш Гарант 51  
 Дименш Пента 51  
 Диоксивисфат 213  
 Диспоза-Шилд 298  
 ДЛ-Кнет 51  
 Дорипаст 189  
 Дорификс-С 218  
 Дуал 198  
 Дупальфлекс 39  
 Дуплексол 17  
 Дуракрил 161  
 Дуракрил-инлей 179  
 Дуракрол 163  
 Дуралит S 29  
 Дуральгин 21  
 Дурогал 197  
 Дуцерам 75, 102, 117  
 Дуцерам-LFC 103, 117  
 Зетаплюс 48  
 Змент 229  
 Золото 73  
 Ивокап 136  
 Ивокрил 167  
 Ивотрей 21  
 Изодент 283  
 Изокол 282  
 Изопаст 189  
 Изо-Темп 179  
 Изофикс 283  
 Изо-Форм 76  
 Импакт-2000 145  
 Импрегум 54  
 Импринт 51  
 Импрэшн Компаунд 58  
 Индивидо 163  
 Ин-керам 102  
 Ионосцел 227  
 Ипен 37  
 Кавекс 163  
 Калсинол 229  
 Калсоген 229  
 Карат 117  
 Карбоко 218  
 Карбопласт 163  
 Карборунд 276  
 Кариосан 229  
 Катунь 265  
 Квадро 50  
 KB-16 (-36, -56) 32  
 Квик-Плат 267  
 КемФил II 227  
 Кераматик 139  
 Керамикор 257  
 Керамиксепаратор 111  
 Керр Экструд 50  
 Кетак-Сем 227  
 Кетак-Сильвер 222  
 Кетак-Фил 223  
 Кнетон/Ситран 48  
 КОЕ-флекс 53  
 Кольтекс/Кольта-флекс 48, 51  
 Комохром 82  
 Комподент 189  
 Компрекап 293  
 Комэнд 75  
 Конденсил 48  
 Коннект 203  
 Консайз 189  
 Контраст 49  
 Коррентил 148  
 Корунд 275  
 Кос Элджинэйт 39  
 Коурэй-Кэйн 291  
 Кромальган 38  
 Кромопан 39  
 Ксанталгин 39  
 Ксантокорд 293  
 Ксантопрен 51  
 КУ-ПЛЦ 197  
 Купролент 58  
 КХ-Дент 78  
 КХС 78  
 Лаболэйт ЛВ-II 198  
 Лавакс 247  
 Лак покрывной ЭДА 285  
 Лактодонт 216  
 Легакаин 20  
 Лидокаин 20  
 Лизанин 299  
 Лизоформин-3000 299  
 Луна 295  
 Лунамат 295  
 Лустер 281  
 Лустроль-Гланцлак 154  
 Люксогол АС 198  
 Люминесэнс 274  
 Магнум 146  
 Масса Керра 58  
 Мера А 161

Мега-Изолирфильм 283

Мега Л 146

Мега Ф 162

Мега-I 282

Мега-M 178

Мегасил 162

Мегастар 169

Мегатрэй 163

Медстар AV 50

Медстар Квик-байт 289

Медстар Темпкраун 177

Медстар Хлоронекс 299

Мемозил 51

Мемосил 289

Мерон 225

Микро Этчер 275

Микро-I 281

Микробейз 141

Модельсепаратор 111

Молдасинт 31

Моллопласт-Б 148, 153

Моллосил 148, 153

Мольдин 263

Моттава-СЛ 32

М-Паладор 74

МСТ-02 57

МСТ-03 58

Мульти-Сеп 284

Мультижет 194

Мульти-Трэй 163

Наждак 275

Нафтизин 294

Неогенат 33

Неоколлоид 39

Нержавеющая сталь 76

Никелехромовые

сплавы 81

Никелид титана 84

Новус-ТМ 148, 156

Норитаки 115

Окта-Флоу 314

Омнифлекс 53

Оптосил II 51

Оптэк 102, 118

Оралгин 39

Оростат 294

Ортомайт Супер-

Бонд 219

Ортопринт 39

Ортосил-M 147, 151, 152

Орэнвош 48

Острон 163

П-10 189

Палавит-55 VS 179

Палавит-L 163

Паладжет 160

Паладиск-LC 163

Паладон-65 145

Паладур 160

Палазив-62 148

Палапресс 160

Палатрэй-LC 163

Палгат-Плюс 39

Пальгафлекс 39

Панасил 51

Панасит 49

Паротимат 295

Паротисроль 295

Пасты цинкоксидэвге-  
ноловые 32

Пауэр Кэст 255

Пауэр Кэст Ринглес

Систем 255

ПД-150 (-190, -250) 75

Пелла 174

Пемза 276

Пентамикс 51

Перил-спрей 20

Пермадин 54

Пермадин Гарант 2:1  
55

Пермластик 53

Пертак II 189

Перфексил 48

Пиропласт сепаратор  
283

Пластальгин 39

Пластмасса бесцветная  
145

Пластмасса ПМ-01 150

Пластон L 29

ПМ-01 147, 150

Поли Краун Кит 175

Поли Краун Рефилл 175

Полипаст 280

Поли-Ф-Плюс 218

Пористый титан 84

Поскал 213

Президент 50

Президент Дэкет Байт  
290

Претыл 105

ПреЭмп 17

Прима 300

Провикол 231

Провил 51

Провилинк 180, 221

Провилонт-DC 177, 221

Провисцел 228

Програмат Р90/Р95 114

Проксима 300

Проксит 281

Протакрил 159

Протемп-II 178

Протемп Гарант 178

Протефикс 290

Протоплен 292

Профибейз 163

Прэше Спот  
индикатор 51

ПС-1 172

Рамитек 55

Рapid 51

Рapid Репайр 162

Расестипен 293

Ребарон 161

Регисил 51

Регистрадо 49

Редонт 159

Ред-фэйз-Р 198

Резидента 50

Реокап Темп 180

Репин 32

Репросил-NF 48

Рефильс 295

Риббонд 203

Рокатек-Дельта 191

Рокатек-Плюс 191

Рокатек-Пре 191

Рокатек-Софт 191

Роклин 299

РС-1 76

Санберст 75

Санорин 294

Сегакэст 259

Селекта-плюс 162  
 Селфаст кофф 218  
 Сепара G 284  
 Септокорд 293  
 Сикор 122  
 Силапласт 49  
 Силар 189  
 Силасофт 49  
 Силаур 254  
 Силидонт-2 215  
 Силикан 254  
 Силикодент 283  
 Силисан 255  
 Силлит 46  
 Силок-Бонд 193  
 Силок-Пре 193  
 Силфикс 48  
 Сильбон 48  
 Сильбонпласт-В, -Н 47  
 Силюкс-Плюс 189  
 Симет 122  
 Симпа 148  
 Симплекс-Плюс 296  
 Синма-М 170  
 Сиолит 258  
 Ситаллы 120  
 Сизласт-69 (-03,-05,  
 -21) 45  
 Скотчбонд 189  
 Скринин ЕХ-3 106  
 СМ-10 Кристо-  
 балит 254  
 Смутекс 256  
 Соломат-Н 295  
 Сольвитан 299  
 Соф-Лекс 280  
 Софт Лайнер 148  
 Софтик-49 148  
 Спектра 197  
 Спектра Линк 190  
 Спектрамат-Мини 176  
 Спидекс 51  
 Спирекс 299  
 Сплав Меллота 233  
 Сплав ПД 75  
 Сплав Розе 233  
 Сплавы золота 73  
 Споридин 49  
 Стабилор 75

Сталь РС-1 76  
 Стейпут 293  
 Стенс 56  
 Стомадент 189  
 Стомальгин 36  
 Стомафлекс лак 284  
 Стомикс 80  
 Стрип Краун 174  
 Структур 180  
 Структура-2 180  
 Супер Пэйст 38  
 Суперакрил 161  
 Супер-Бонд 220  
 Супергель Мэджик 39  
 Супергилс 29  
 Суперпал 74  
 Супер-ТЗ 74  
 Супра Стоун 29

ТАБ-2000 180  
 Таргис 200  
 Темдент 180  
 Темп-Бонд NE 180, 230  
 Темпрон 178  
 Тенит 251  
 Терминатор 301  
 Терморезин П Л Си 198  
 Термостоп 285  
 Тессекс 163  
 Тетрик 113  
 Тиксофлекс 48  
 Титан 82  
 Трако 293  
 Тревалон 146  
 Трейпуrol 300  
 Триад 141  
 Триколоральгин 39  
 Трим 180  
 Трубайт Биоформ  
 IPN 166  
 Трэй специальный 163  
 Турбо-Флекс 274

УЛ-10 299  
 Ультраклав М9 301  
 Уникс 194  
 Унифас 212  
 Унифас-2 214  
 Унифаст Айвори 178  
 Унифаст-LC 178

Унопол 266  
 Уносил-S 51  
 Уолдвест 255  
 Уфи гель 148

Фазе-Плюс 39  
 Фарфор 85  
 Фарфоровые зубы 94  
 Фибер-Бонд 206  
 Фибер-Сплинт 203, 206  
 Фиксакрил 24  
 ФИС-8 282  
 Флекси-воск 238  
 Флексон 148  
 Флюкса 300  
 Формасил II 51  
 Формодент 239  
 Формолит 258  
 Формтрэй 163  
 Фрейз 38  
 Фритта 95  
 Фторакс 144  
 Фуджи-1 227  
 Фуджи Плюс 227  
 Фудживест 257  
 Фудживест Супер 257  
 Фуджирок EP 29  
 Футура акрил-2000 146  
 Футура Зульф 160  
 Футурамаст 139

Хаас Лазер-44P 270  
 Хай-Керам 118  
 Хай-Лайт 280  
 Хера СВЕ 24  
 Херамат-Ц 110  
 Херанеум SE/EN 76  
 Херарок 31  
 Херастоун М 29  
 Херацерам 102, 109  
 Хрома Линк 195

Цафо-Тевезил 48  
 Цегал 213  
 Целай 99  
 Целлит-К 78  
 Церадент 238  
 Цервикал 243  
 Церекер Вита 99  
 Церестор 103  
 Церин 247

Цимара 108

Шихта 95

Штери-Квик 297

ЭБС-Мульти 190

Эвикрол С+В 189, 196

Экзабайт 289

Экзакта 300

Экзамикс 47

Экзафлекс 47

Экспадепта 254

Экспасил 294

Экструд 51

Экью-трэй 22

Эладент-100 147, 150

Эластик Плюс 37

Эластопласт 148

Электропол 266

Эльцебонд ССВ 196

Эпипак 293

Эркоформ-RVE 162

Эрлосил 46

Эстедент 166

Этакрил (АКР-15)  
126, 144

Этест 301

Эчинг Пеллетс 295

AEG Микромаг-115 141

CEREC 98

ЕХ-3 Норитаки 92, 106

НХ-Дент 79, 81

IPS-Dn. Сайн 113

IPS-Dn. Сайн Бэйзик-  
кит 113

IPS-Импульс 112

IPS-Классик 111, 112

IPS-Стэйнс-Р 112

IPS-Шэйдз 112

IPS-Эмпресс 113, 119

NBK-1000 102

OPC-3G 119

ProCAD 99

QS-20 146

SR-Альгикап 21

SR-Антарис 113, 169

SR-Дупальфлекс 21

SR-Дуральгин 21

SR-Ивозил 147, 148

SR-Ивокап 137

SR-Ивотрей 21

SR-Постарис 113, 169

SR-Спектразит 113,  
195

SR-Хромазит 113, 195

V-Классик 74

ЗМ Релай Экс Лутин  
225

ЗМ Релай Экс ARC 221

ЗМ-Экспресс 50

*Учебное издание*

**Трезубов Владимир Николаевич**

**Штейнгарт Матвей Залманович**

**Мишнёв Леонид Михайлович**

## **ОРТОПЕДИЧЕСКАЯ СТОМАТОЛОГИЯ**

### **ПРИКЛАДНОЕ МАТЕРИАЛОВЕДЕНИЕ**

Учебник для медицинских вузов

***Под редакцией профессора В. Н. Трезубова***

Ответственный редактор **А. В. Бровка**

Редактор **О. Ю. Гуршева**

Оформление обложки **В. Ю. Домогацкой**

Технический редактор **О. Е. Иванова**

Корректор **О. В. Антонова**

Верстка **Е. В. Хомутовой**

Общероссийский классификатор продукции ОК 005-95, том 2;

953000 — книги и брошюры. Подписано в печать 29.04.2003.

Формат 60 × 90 1/16. Гарнитура «Октава». Печать офсетная. Печ. л. 24,0.

Тираж 4000 экз. Заказ 180

Издательство «СпецЛит»

198005, Санкт-Петербург, Измайловский пр., 29

Отпечатано с готовых диапозитивов в ФГУП  
ордена Трудового Красного Знамени «Техническая книга»  
Министерства Российской Федерации по делам печати,  
телерадиовещания и средств массовых коммуникаций.  
198005, Санкт-Петербург, Измайловский пр., 29



**ТРЕЗУБОВ ВЛАДИМИР НИКОЛАЕВИЧ**

доктор медицинских наук, профессор, академик Международной академии интегративной антропологии, Российской академии естественных наук и эстетической стоматологии, заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и материаловедения с курсом ортодонтии Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И. П. Павлова. Является автором 15 изобретений, научного открытия, свыше 340 научных и учебно-методических публикаций, в том числе 16 учебных пособий, 1 руководства, 5 справочников, 9 учебников. Его методический стаж равен 30 годам.



**ШТЕЙНГАРТ МАТВЕЙ ЗАЛМАНОВИЧ**

доктор медицинских наук, профессор, почетный изобретатель СССР, бывший заведующий лабораторией материаловедения НИЦ Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И. П. Павлова. Участник Великой Отечественной войны. Имел боевые награды. Автор научного открытия, 3 монографий, 6 учебных пособий, 1 руководства, 3 учебников, 50 патентов и авторских свидетельств. Скончался 5 мая 2002 года.



**МИШНЁВ ЛЕОНИД МИХАЙЛОВИЧ**

кандидат медицинских наук, доцент, заместитель заведующего кафедрой ортопедической стоматологии и материаловедения с курсом ортодонтии Санкт-Петербургского государственного медицинского университета им. акад. И. П. Павлова. Является автором 65 научных и учебно-методических публикаций, в том числе 13 учебных пособий, 4 справочников, 7 учебников. Его методический стаж превышает 20 лет.

**ИЗДАТЕЛЬСТВО «СПЕЦЛИТ»**

198005, Санкт-Петербург, Измайловский пр., 29

**ТЕЛЕФОНЫ ДЛЯ ОПТОВЫХ ПОКУПАТЕЛЕЙ:**

(812) 327-56-09, (812) 327-56-47

E-mail: sale@speclit.spb.ru

**ТЕЛЕФОНЫ РЕДАКЦИИ:**

(812) 327-56-09, (812) 327-56-47

E-mail: medlit@speclit.spb.ru

ISBN 5-299-00241-6



9 785299 002416

**СПЕЦЛИТ**