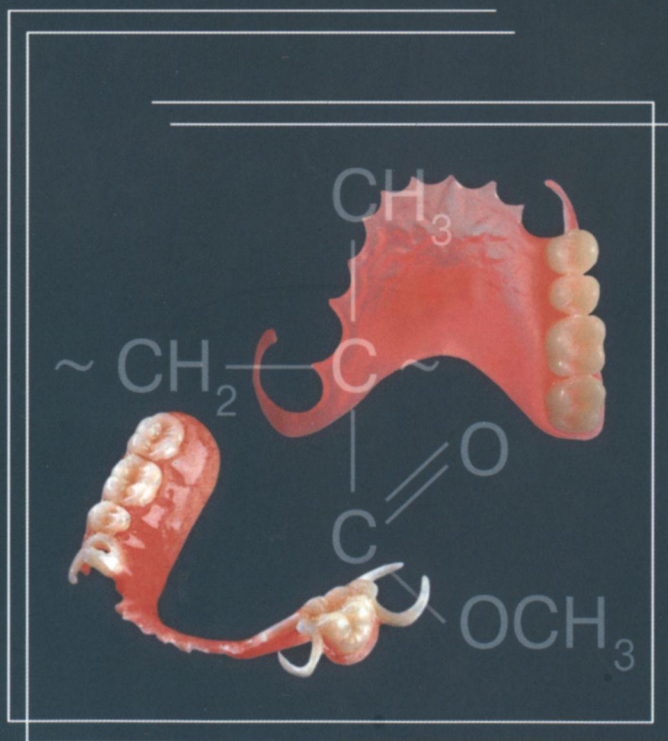


616.31
П 76

Применение термопластических материалов в СТОМАТОЛОГИИ



УДК 616. 31: 616.314-089. 23:541.6

ББК 56.6Я73

П 76

Трегубов И.Д., Болдырева Р.И., Михайленко Л.В., Маглакелидзе В.В.,

Трегубов С.И. Применение термопластических материалов в стоматологии.

Учебное пособие. Москва. Издательство «Медицинская пресса»

Под общей редакцией доцента Трегубова **И.Д.**

М.: «Медицинская пресса» 2007. - 140 с: илл.

В учебник вошли последние достижения ортопедической стоматологии.

В учебном пособии представлены разделы: «Общие сведения о термопластических материалах», «Физико-химическая характеристика термопластов», «Стоматологические термопластические материалы», «Технологии изготовления ортопедических конструкций из термопластов», «Варианты ортопедических конструкций из термопластов».

Настоящее учебное пособие предназначено для студентов стоматологического факультета медицинских вузов, слушателей факультетов последипломного образования, врачей-стоматологов и зубных техников.

Рецензенты: С.Е. Жолудев

(зав. кафедрой ортопедической стоматологии Екатеринбургской государственной медицинской академии, доктор мед наук, профессор).

С.В. Дмитриенко (зав. кафедрой стоматологии детского возраста Волгоградского государственного медицинского университета доктор мед. наук, профессор)

© Трегубов И.Д.

От автора

Несмотря на то, что термопластические материалы в ортопедической стоматологии применяются более полувека, несколько лет назад о них мало кто знал как у нас в стране, так и за рубежом.

Как показал опыт применения этих материалов, ряд положительных свойств термопластов позволяет врачам стоматологам расширить показания к изготовлению многих ортопедических конструкций при лечении частичной потери зубов, осложненной зубочелюстными деформациями и заболеваниями пародонта.

Предлагаемая вам книга является первым учебным изданием, посвященным термопластическим материалам, применяемым в ортопедической стоматологии. В ней описаны технологии изготовления ортопедических конструкций из 5 видов высокомолекулярных соединений. Мы описываем эти технологии по наработанному нами опыту более 5 лет.

Хотелось бы обратить ваше внимание на разделы нашей книги, посвященные полипропилену. Этот термопласт не так широко представлен на стоматологическом рынке, Мы с ним впервые столкнулись в работах профессора Э.Я. Вареса. По результатам применения в клинике мы уверены, что эти материалы в ближайшем будущем займут достойное место в ортопедической стоматологии.

Мне хотелось бы выразить глубокую благодарность и признательность зубному технику Райнеру Михелю из Бад Вильдунгена (Германия), который ввел меня в мир термопластов.

Основная цель нашего издания — помочь врачам стоматологам и зубным техникам ознакомиться с термопластическими материалами и в дальнейшем расширить свои возможности ортопедического лечения и тем самым ПОМОЧЬ СВОИМ пациентам более комфортно себя чувствовать после его проведения.

И.Д. Трегубое
Доцент кафедры стоматологии ФПО Ставропольской
государственной медицинской академии.

Содержание

Введение.....	7
---------------	---

ГЛАВА 1.

Общие сведения о термопластических материалах	11
1.1. Высокомолекулярные соединения.....	11
1.2. Санитарно-гигиеническая характеристика полимерных материалов.....	12
1.2.1. Санитарно-химические исследования.....	13
1.2.2. Токсикологические исследования.....	15
1.2.3. Санитарно-гигиенические требования к полимерам медицинского назначения.....	16
1.2.4. Санитарно-гигиеническая характеристика некоторых полимеров используемых для производства стоматологических материалов. . . .	18
1.3. Физико-химические процессы, протекающие при литье термопластов.....	20
1.3.1. Режимы переработки термопластов.....	22
1.4. Оборудование для литья термопластов.....	24
1.5. Физические характеристики, применяемые для исследования термопластических материалов.....	27

ГЛАВА 2.

Физико-химическая характеристика термопластов	30
2.1. Полиамиды (нейлон).....	30
2.2. Полиоксиметилен.....	33
2.3. Полипропилен.....	36
2.4. Полиметилметакрилат.....	39
2.5. Пол и ви нил ацетат.....	42

ГЛАВА 3.

Стоматологические термопластические материалы	46
3.1. Материалы на основе нейлона.....	46

3.2. Материалы на основе полиоксиметилена.....	49
3.3. Материалы на основе полипропилена.....	51
3.4. Материалы на основе метилметакрилата.....	52
3.5. Материалы на основе этиленвинилацетата.....	53

ГЛАВА 4.

Технологии изготовления ортопедических конструкций из термопластов.....

4.1. Технология изготовления нейлонового протеза.....	55
4.1.1. Припасовка и наложение съемного протеза в полости рта.....	69
4.1.2. Советы пациентам.....	70
4.1.3. Починка и изменения в конструкции нейлоновых протезов.....	71
4.2. Особенности изготовления ортопедических конструкций из полиоксиметилена.....	72
4.2.1. Технология изготовления кламмеров бюгельного протеза.....	73
4.2.2. Изготовление съемных мостовидных протезов и несъемных временных мостовидных протезов . . .	86
4.2.3. Изготовление частичного съемного протеза с акриловыми зубами.....	90
4.2.4. Изготовление бюгельного протеза с каркасом и кламперами под цвет зубов из полиоксиметилена и седлом с искусственными зубами из акриловой пластмассы.....	96
4.2.5. Информация, которую должен дать врач пациенту по уходу за протезами из полиоксиметилена.....	97
4.3. Особенности технологии изготовления протезов из полипропилена.....	97
4.3.1. Починка и изменения в конструкции протезов из полипропилена.....	99
4.4. Технология изготовления протезов из метилметакрилата.....	99
4.4.1. Полные съемные протезы.....	99
4.4.2. Частичные съемные протезы.....	101

4.5. Особенности технологии изготовления стоматологических конструкций из этиленвинилацетата.....	102
4.6. Возможные проблемы инъекции и их предполагаемые причины.....	109

ГЛАВА 5.

Варианты ортопедических конструкций из термопластов.....	111
5.1. Зубные протезы на основе нейлона.....	112
5.1.1. Частичные <i>пластиночные</i> протезы.....	112
5.1.2. Съёмные <i>микр</i> протезы с <i>зубоальвеолярными</i> кламмерами.....	114
5.1.3. Комбинированные протезы.....	114
5.1.4. Полные съёмные протезы.....	115
5.1.5. Съёмные протезы при зубочелюстных аномалиях.....	115
5.2. Конструкции из полиоксиметилена.....	116
5.2.1. Эстетические кламмеры.....	116
5.2.2. Съёмные мостовидные протезы.....	117
5.2.3. Съёмные протезы с телескопической и полутелескопической фиксации.....	118
5.2.4. Временные протезы.....	119
5.2.5. Каркас бюгельного протеза.....	119
5.2.6. Шинирующие протезы.....	120
5.2.7. Оклюзионные каппы.....	122
5.2.8. Коронки и мостовидные протезы.....	122
5.2.9. Ортодонтические аппараты.....	123
5.3. Зубные протезы из полипропилена.....	124
5.3.1. Противохраповые устройства.....	125
5.4. Зубные протезы на основе безмономерных акриловых пластмасс.....	126
5.5. Внутриротовые устройства из этиленвинилацетата.....	126

ГЛАВА 6.

Преимущества применения термопластов.....	128
Приложение.....	130
Список литературы.....	136

Введение

Проблема взаимоотношения тканей полости рта с материалами, из которых изготавливаются зубные протезы, является одной из основных в клинике ортопедической стоматологии. В здоровых тканях полости рта сбалансированы биохимические процессы, что сохраняет структуру тканей и поддерживает ее функцию, а между тем материалы, применяемые для изготовления зубных протезов, являются инородными и вызывают в тканях человека различные адаптивные реакции. Особенно выражена реакция при частичном и полном съемном протезировании. Практически вся слизистая оболочка полости рта под съемным протезом в разной степени имеет признаки «борьбы» с инородным телом. В конце тридцатых годов для изготовления базисов съемных зубных протезов стали использовать акриловые пластмассы, которые вытеснили каучук. Одним из существенных недостатков акрилатов является его микропористость, возникающая в процессе полимеризации. Микрофлора пор вызывает нарушение микробиологического равновесия тканей полости рта. В клинике в области расположения протезов часто можно наблюдать воспаление слизистой оболочки, получившее название «акрилового стоматита». Основной причиной этих нарушений является технологическая невозможность полной полимеризации мономера. Даже при точном соблюдении технологии изготовления съемных протезов из акриловой пластмассы на основе полиметилметакрилата (порошок — жидкость) в базисе протеза остается до 0,5% неполимеризованного мономера. Экспериментально подтверждена токсичность акриловых пластмасс, обусловленная содержанием в ней остаточного мономера. Свободный мономер вызывает аллергические реакции локального и общего характера. В настоящее время имеются работы, подтверждающие случаи возникновения у некоторых пациентов, пользующихся съемными протезами с базисом из акриловой пластмассы, нарушения свертывающей системы крови, связанные с изменением состояния тромбоцитов и доказана возможность развития бластоматозного роста в тканях протезного ложа. При нарушении режима полимеризации в базисе протеза может содержаться от 3,4% до 8% свободного мономера, который выделяется из протеза в течение 5 лет. При по-

падании мономера в слюну вследствие вымывания или истирания пластмассы возникают условия для проявления в полости рта токсико-аллергических реакций. Тем не менее, акриловые пластмассы до сих пор являются наиболее распространенным и часто единственным материалом для изготовления базисов съемных протезов, так как они недорогие, имеют простую технологию и не требуют дорогостоящего оборудования.

В последнее время на российском стоматологическом рынке появились технологии изготовления съемных и несъемных конструкций из термопластов, недостаточно известные многим нашим врачам стоматологам, несмотря на то, что современные термопластические материалы (термопласты) используются в мировой стоматологии уже более 20 лет. Общую характеристику термопластов определяет само название — «материал пластичный при нагреве», т.е. эти материалы приобретают необходимую форму в разогретом состоянии без применения мономеров.

Еще в 50-х годах прошлого века в США начался поиск нетоксичных и гипоаллергенных материалов для изготовления съемных протезов. В результате научно-исследовательской работы такие материалы были выделены — это термопласты. Они обладали биологически нейтральной реакцией, т.е. не оказывали токсического и аллергического воздействия на организм. К 80-ым годам прошлого века во многих странах были получены отличные результаты применения биологически нейтральных термопластов — более монолитных, легких и эластичных, чем акриловые пластмассы, и превосходящих их по прочности в 8—20 раз. Некоторые термопласты еще и обладают памятью формы.

Ответом на возрастающую потребность в таких видах материалов был налажен промышленный выпуск термопластов для стоматологии. В изготовлении зубных протезов стали использоваться биологически нейтральные термопласты, ранее применявшиеся в других областях медицины, это — **нейлон**, полиоксиметилен, полипропилен, полиэтилен, а также акриловые пластмассы, но без применения мономера.

Сейчас на рынке существуют такие стоматологические материалы, как «Dental D» Quattro Ti (Италия) и «T.S.M. Acetal Dental» (Сан Марино) на основе полиоксиметилена, «Valplast», «Flexite» (США), «Flexy-Nylon» (Израиль) на основе нейлона,

«Polyap» Bredent (Германия) на основе полиметилметакрилата, «ЛИПОЛ» (Украина) на основе полипропилена и другие. Для всех перечисленных материалов характерно отсутствие остаточного мономера, они не содержат токсичных или аллергенных компонентов, обладают высокой биосовместимостью, что особенно актуально для пациентов с заболеваниями иммунной, эндокринной, нервной системы, желудочно — кишечного тракта и имеющих аллергический статус. Кроме того, высокая степень пластичности, способность запоминания формы, точность при изготовлении, наличие широкой цветовой гаммы позволяют расширить возможности частичного и полного съемного протезирования, шинирования, изготовления имедиат-протезов, десневых протезов, шин-протезов и повысить их эстетические качества.

По данной проблеме в отечественной литературе существуют лишь отдельные журнальные статьи, появление которых носит эпизодический характер, как правило с характеристикой материала одной какой-либо фирмы производителя. В данном издании мы стремимся осветить большинство высокомолекулярных веществ, применяемых в ортопедической стоматологии, как альтернативу существующим материалам.

Мы познакомим вас с представителями высокомолекулярных соединений, которые в настоящее время широко применяются в ортопедической стоматологии: это термопластические материалы на основе полиамида (нейлона), полиоксиметилена, полипропилена, метилметакрилата и в последнее время все шире начинают применяться изделия из этиленвинилацетата.

Главный акцент при этом делается на свойствах термопластов, недавно появившихся на российском стоматологическом рынке, показаниях к их применению и технологии изготовления. Кроме того, уделено внимание и тем термопластам, которые широко применяются в других странах и мы уверены в том, что в ближайшее время они будут доступны российским стоматологам. Мы отдаем себе отчет в том, что некоторые наши рекомендации, касающиеся применения термопластов в стоматологии, не сразу будут однозначно приняты стоматологами, поэтому готовы к конструктивной дискуссии, так как считаем, что наши основные цели совпадают — расширить возможность

оказания квалифицированной ортопедической стоматологической помощи и при этом как можно меньше нанести вред нашим пациентам.

Мы познакомим вас с представителями высокомолекулярных соединений, которые в настоящее время широко применяются в ортопедической стоматологии: это термопластические материалы на основе полиамида (нейлона), полиоксиметилена, полипропилена, метилметакрилата и в последнее время все шире начинают применяться изделия из этиленвинилацетата.



1.1. Высокомолекулярные соединения

В данной главе будут рассмотрены общие сведения о термопластических материалах — безмономерных высокомолекулярных соединениях, которые могут использоваться в стоматологии. Название «термопластические массы» или «термопласты» происходит от способности пластмассы приобретать текучесть под воздействием определенной температуры. Основу термопластических масс составляют природные или искусственные высокомолекулярные соединения, состоящие из больших по размеру молекул, молекулярная масса которых превышает несколько тысяч, а иногда может достигать многих миллионов. Молекулы таких соединений состоят из комбинаций малых молекул одинакового или разного химического строения, которые, соединяясь между собой силами главных валентностей (химическими связями), образуют высокомолекулярное вещество. В большинстве случаев высокомолекулярные соединения являются полимерами — веществами, молекулы которых состоят из многократно повторяющихся структурных единиц. В одну молекулу полимера может входить одна, две, три и более повторяющихся структурных единиц

Свойства высокомолекулярных соединений зависят от величины молекулярной массы, химического строения, величины и формы цепи атомов молекулы. Большая молекула полимера обладает определенной гибкостью. Чем длиннее цепь макромолекулы, тем выше механическая прочность полимера. Каждая такая цепочка связана с другими за счет межмолекулярных сил, которые во многом определяют технические свойства вещества. Линейное расположение макромолекул обуславливает высокую плотность вещества и высокую температуру его размягчения, повышает механические свойства, что делает обработку этих масс более трудоемкой.

Термопласты представляют собой композиции неорганических веществ (сополимеров), обладающих термопластическими свойствами, а также наполнителей, обеспечивающих цветостойкость материалов. При взаимодействии высокомолекулярных веществ с окружающей средой, в которой они находятся, под влиянием целенаправленного воздействия на них различных факторов происходят изменения, как в составе, так и в структуре строения этих веществ, что влечет за собой соответствующие изменения их свойств.

1.2. Санитарно-гигиеническая характеристика полимерных материалов

Рассмотрим санитарно-гигиеническую характеристику полимерных материалов, которая представляет собой комплекс показателей определяющих потенциальную опасность для здоровья человека и их соответствие гигиеническим требованиям, предъявляемым к материалам или изделиям конкретного назначения.

Все материалы, независимо от области их применения, должны удовлетворять общему требованию — не выделять в окружающую среду вредных (токсичных) веществ в таком количестве, которое может оказать прямое или косвенное неблагоприятное действие на организм человека. Комплекс гигиенических требований определяется назначением материала.

Применение полимерных материалов в условиях, связанных с их воздействием на человеческий организм, в большинстве случаев жестко регламентируется соответствующими гигиеническими требованиями к самим полимерам, к исходным веществам для их синтеза (мономерам, катализаторам и др.), а также к любым ингредиентам композиций.

Испытания полимерных материалов на их соответствие санитарно-гигиеническим требованиям включают в себя:

- санитарно-химические исследования — идентификацию и определение концентрации веществ, мигрирующих из материала в контактирующие с ним среды;

- токсикологические исследования — выявление возможного токсического действия материала или содержащихся в нем химических агентов на организм. Данные этих исследований

обязательны для санитарно-гигиенических характеристик объектов любого назначения.

В зависимости от сферы применения и предполагаемых условий эксплуатации материалов и изделий существенное значение в их санитарно-гигиенической характеристике могут иметь и другие показатели:

- органолептические, например: запах и привкус материала в контактирующих с ним средах;
- физиолого-гигиенические, например: температура поверхности кожи при контакте с материалом;
- физико-гигиенические, например: коэффициент теплопроводности, который в гигиенической практике принято называть коэффициентом теплоусвоения, водо- и паропроницаемость материала, его электризуемость;
- микробиологические, например: влияние материала на развитие микроорганизмов.

Рассмотрим основные методы исследования полимеров.

1.2.1. Санитарно-химическисследования

Загрязнение среды контактирующей с поверхностью полимерного материала может неблагоприятно воздействовать на организм. Из материала мигрируют содержащиеся в нем низкомолекулярные соединения — остаточные мономеры, растворители, катализаторы, пластификаторы, стабилизаторы, а также продукты деструкции и гидролиза, образовавшиеся при переработке полимера в изделие и при эксплуатации последнего в условиях действия высокой температуры, радиации, механических нагрузок и других. Таким образом, сама контактирующая с полимером среда и условия эксплуатации могут вызывать реакции, приводящие к образованию низкомолекулярных мигрирующих соединений. В этом контакте миграция имеет сложный многостадийный процесс, продолжительность которого может составлять от нескольких часов до многих месяцев, а иногда и лет. Скорость движения мигрирующих веществ из материала к границе его раздела со средой определяется скоростью диффузии этих веществ в материале, зависящей от степени родства диффундирующего вещества и полимера и от степени кристалличности последнего. Данный процесс может существенно осложняться вследствие встречной диффузии среды

внутри материала. При этом сложность санитарно-химических исследований связана с тем, что перед их началом не всегда бывает известен состав мигрирующих токсичных соединений и, кроме того, в некоторых случаях отсутствуют чувствительные и селективные методы их определения.

Санитарно-химические исследования проводятся в условиях, максимально приближенных к эксплуатационным (температура, отношение поверхности материала или его массы к объему или к массе контактирующей среды, продолжительность контакта, состав среды и др.). Действие мигрирующих соединений зависит в большинстве случаев от того, в каком количестве они попадают в организм, а также от времени их воздействия.

Полученные в санитарно-химических экспериментах значения концентраций токсичных соединений сравнивают с их предельно допустимой концентрацией (ПДК), установленной в специальных токсикологических экспериментах и зависящей от условий использования материала. Такое сравнение может дать лишь предварительную оценку применимости материала для тех или иных целей. Окончательное же решение о возможности его использования в конкретных условиях эксплуатации принимается только после токсикологических исследований.

Состав модельных сред для санитарно-химических экспериментов подбирается в зависимости от области применения материала. Для медицинских полимеров желательно использовать модельные среды, имитирующие биологические жидкости, а иногда и сами жидкости. Обязательно определение устойчивости к дистиллированной воде.

В отечественной и зарубежной практике параметры проведения санитарно-химических экспериментов регламентируются весьма условно, без учета многообразия факторов, влияющих на миграцию токсичных соединений. Это приводит к плохой воспроизводимости результатов, а в ряде случаев и к неправильным выводам о гигиенических свойствах материалов. Так, данные, полученные в статистических экспериментах, нельзя применить к условиям динамического режима контакта среды с исследуемым материалом. Отсутствие корректных кинетических исследований не позволяет прогнозировать гигиенические свойства полимеров расчетным путем с использованием таких величин, как константы скорости и энергии актив-

вации реакций, коэффициента диффузии. В связи с этим, для каждого конкретного случая эксплуатации материала требуется проведение длительных и трудоемких экспериментов. Решение проблемы прогнозирования санитарно-гигиенических характеристик полимерных материалов связано с изучением закономерностей миграции низкомолекулярных соединений из материала в контактирующую с ним среду селективными и высокочувствительными методами. Исследование кинетики и выяснение механизма миграции позволят подойти к санитарно-гигиеническим характеристикам полимерных материалов с привлечением строгих количественных соотношений.

1.2.2. Токсикологические исследования

Токсикологические свойства полимерных материалов обусловлены главным образом свойствами мигрирующих из них низкомолекулярных соединений. При токсикологическом определении меры опасности того или иного полимерного материала используют общепринятые в гигиенической практике критерии вредности химических веществ, такие понятия как «пороговое» действия яда, ПДК и другие. Исключением является токсикологическая оценка полимеров медицинского назначения, которые интимно и длительно контактируют с организмом (зубные протезы, материалы предназначенные для внутреннего протезирования или склеивания тканей) или обладают фармакологической активностью. Оценка пригодности этих материалов осуществляется обычно по жизненно важным показателям, поэтому для их токсикологической характеристики должны быть использованы не общегигиенические критерии вредности, а «критерии биосовместимости» материалов с организмом.

Более того, при необходимости изучается возможное влияние веществ на функции организма, ответственные за воспроизведение и развитие потомства, влияние непосредственно на плод. В специальных экспериментах определяется степень опасности возникновения аллергических реакций, злокачественных новообразований (бластомогенное действие), нежелательных изменений наследственности (мутагенное действие) и др. отдаленных последствий. Токсикологические исследования особенно важны в тех случаях, когда тип и количество веществ, миг-

рирующих из материала или изделия, невозможно определить химическим путем.

На сегодняшний день актуальными теоретическими проблемами токсикологии полимеров являются:

- установление корреляции между физико-химическими константами и степенью биологической активности;
- изучение механизмов биodeградации полимеров и путей их метаболизма (превращений внутри клеток) и элиминации (выведения) при длительном пребывании в организме;
- разработка «критериев биосовместимости» и изучение возможных отдаленных последствий взаимодействия с организмом.

1.2.3. Санитарно-гигиенические требования к полимерам медицинского назначения

Санитарно-гигиенические требования к этим материалам особенно высоки, т. к. они контактируют с организмом больного человека, чувствительность которого к интоксикациям, как правило, повышена. В медицине применяется огромное число полимерных материалов и изделий самого разнообразного назначения. Естественно, что требования, предъявляемые к ним, различны, а создание единых методов их санитарно-гигиенической оценки нецелесообразно.

Следует отметить, что к полимерам, вводимым в организм с целью аллопластики, эндопротезирования, к шовным и клеящим материалам, к полимерным лекарствам и плазмозаместителям предъявляются наиболее высокие требования. Количество выделяющихся из материалов химических веществ, способных реагировать с продуктами обмена, не должно быть выше того уровня, при котором эти вещества могут оказывать вредное влияние на организм человека в течение всей его жизни. Материалы не должны подвергаться расщеплению ферментами организма, в результате чего могут образоваться токсичные продукты. Лекарственные полимерные препараты не должны депонироваться в организме на длительный срок и вызывать реакцию, подобную реакции на инородное тело.

При проведении санитарно — химических исследований материалов, которые предназначены для введения внутрь организма, желательно использовать модельные среды, имитирующие биологические жидкости, а иногда и сами эти жидкости —

кровь, плазму, мочу, желчь, околоплодную (амниотическую) жидкость и другие. Определение устойчивости объекта к дистиллированной воде обязательно при оценке медицинских изделий любого назначения. Для санитарно-химических исследований медицинских полимеров характерна широкая вариабельность условий приготовления вытяжек из изучаемых объектов, что обусловлено значительными различиями в назначении изделий и условиях их предполагаемой эксплуатации. Так, время настаивания образцов может изменяться от нескольких часов до 1 месяца и более.

Необходимо отметить, что сегодня нормативы, лимитирующие содержание различных компонентов в вытяжках из полимерных материалов медицинского назначения, не разработаны. Данное обстоятельство существенно затрудняет гигиеническую оценку и санитарный надзор за качеством продукции, выпускаемой предприятиями-изготовителями.

Методичные подходы к токсикологическому исследованию, особенно важному для полимерных материалов и изделий медицинского назначения, определяются их конкретным назначением. Наиболее ответственно проводят исследования **материалов**, которые вводятся непосредственно в организм. Прежде чем допустить к применению такой материал, должны быть тщательно изучены биологические свойства всех его компонентов, учтены возрастные, половые особенности организма и предусмотрены возможные его индивидуальные реакции. Обязателен также учет всех возможных отдаленных последствий влияния материала на организм. Особое значение приобретают вопросы видовой чувствительности и экстраполирования на человека экспериментальных данных, полученных при наблюдениях за животными.

При проведении эксперимента применяют различные способы прижизненной имплантации образцов материала в организм животных. Сроки наблюдения за состоянием животных **ДОЛЖНЫ** быть согласованы с предполагаемыми сроками пребывания имплантата в организме человека. Необходима оценка местной реакции тканей на материал, которая может служить показателем его биосовместимости с организмом и иммунологических показателей «чужеродности» имплантата.

Одним из ведущих направлений токсикологической оценки полимеров, контактирующих¹⁶ с кровью, наряду с исследова-

нием их общетоксического действия является выявление **ВЛИЯ-**ния полимеров непосредственно на систему крови (например: **свертываемость**). При токсикологическом изучении материалов и изделий, контактирующих с кожей и слизистыми оболочками, главное внимание уделяется выявлению возможных местно-раздражающих и аллергенных свойств, где для выявления местного действия материалов на кожу допускаются испытания на людях-добровольцах. Санитарно-гигиеническая оценка полимерных материалов включает во многих случаях биологическую пробу на пирогенность, т.е. на присутствие в материалах биологически активных веществ, так называемых пирогенов, вызывающих повышение температуры тела. Отсутствие пирогенности — одно из требований, предъявляемых к материалам, контактирующим с кровью, крове- и плазмозаменителями, инъекционными растворами, а также к материалам для внутреннего протезирования. Одним из основных критериев пирогенности служит температура тела подопытных животных, получивших вытяжки из исследуемых материалов.

В соответствии с результатами санитарно-химических и токсикологических исследований полимеров медицинского назначения, введены ограничения на применение отдельных материалов и ингредиентов. Например: содержание полиакриламида в изделиях для эндопротезирования имеет ограничения из-за токсического действия этого полимера на органы воспроизведения. Более того, в медицине недопустимо использование полимеров, стабилизированных ароматическими аминами.

1.2.4. Санитарно-гигиеническая характеристика некоторых полимеров, используемых для производства стоматологических материалов

Полиамиды. Гигиеническое значение имеет миграция из материалов токсичных капролактама и гексаметилендиамина, содержание которых в изделии может достигать 8—10%. Полиамиды изменяют органолептические показатели контактирующих с ними модельных сред, в вытяжках обнаруживаются мономеры и олигомеры. При хроническом введении вытяжек животным были отмечены нарушения их функционального состояния. При экспериментальном исследовании текстильных изделий из волокон на основе ¹⁸поликапроамида (капрон, пер-

лон) установлены случаи дерматитов и экземы. Для пищевой промышленности перспективны полиамиды, синтезируемые из гексаметилендиамина и адипиновой, себациновой или аминоксантоновой кислот (эти кислоты уменьшают токсичность полимеров). Некоторые марки полиамидов, например, полиамид-12, разрешены для применения в медицине (протезирование суставов, изготовление изделий, контактирующих с кровью, шприцев и др.).

Полиоксиметилен. При комнатной температуре эти полимеры практически нетоксичны. Они устойчивы к действию высокоагрессивных модельных сред, благодаря чему находят широкое применение в медицине. В токсикологических экспериментах установлено отсутствие у полимера токсических свойств.

Полипропилен. Мономер нетоксичен. При хроническом введении животным самого полимера или вытяжек из него токсическое действие не обнаружено. Многие марки стабилизированного полипропилена придают контактирующим с ним средам специфический привкус и запах, что ограничивает его применение в пищевой промышленности, в водоснабжении, а также в качестве тары для упаковки лекарств. Вместе с этим, лишенный недостатков нестабилизированный полипропилен марки «пропатен» используется в водоснабжении.

Гомо- и сополимеры акрилатов. Токсичность этих полимеров обусловлена содержанием в них остаточных мономеров — метилметакрилата, акрилонитрила, акриламида. ПДК первых двух мономеров в вытяжках в модельные растворы составляет соответственно 0,25 и 0,05 мг/л. Выявлено, что при поступлении в организм полимеры этих мономеров практически нетоксичны, что обусловило их широкое применение в стоматологии и в глазном протезировании. Вместе с этим, полимеры акриламида вызывают при имплантации в организм разнообразные токсические эффекты. Для эндопротезирования допущен сополимер акриламида, этилакрилата и винилпирролидона.

Этиленвинилацетат. Мономер и полимер нетоксичны. В санитарно-химических исследованиях выявлена миграция из материала небольших количеств окисляющихся и бромлирующихся соединений. Недостатком материала является появление запаха в контактирующих с полимером средах. Запах обусловлен, по-видимому, образованием низкомолекулярных продуктов

окисления при высокотемпературной переработке полимера, но стабилизация антиоксидантами предотвращает появление запаха.

Большое влияние на санитарно-гигиеническую характеристику полимера оказывают входящие в его состав ингредиенты. Аллергенными свойствами обладают выделяющиеся из полимерных материалов акрило-нитрил, ароматические амины (неозон Д), бензол, толуол, ксилолы, гексаметилендиамин, ацетон, резорцин, фталаты, кумарон, малеиновый ангидрид, пиридин. Ряд ингредиентов полимерных материалов, например: фталевый ангидрид, гидроперекиси, стирол влияет на функции половых желез (гонадотропное действие). Известны тератогенные и эмбриотоксические свойства бензола, фенола и его производных, формальдегида. К числу химических мутагенов относят этилен — и пропиленоксид, диметилформамид, фенол, формальдегид, эпихлоргидрин, этиленгликоль, гидроперекись изопропилбензола. Из химических веществ, входящих в состав полимерных материалов, канцерогенными свойствами обладают полициклические углеводороды (3,4-бензпирен), перекиси.

1.3. Физико-химические процессы, протекающие при литье термопластов

Термопласт в гранулированном или порошкообразном виде поступает в пластификационный (инжекционный) цилиндр литьевой машины, в котором прогревается и в результате чего происходит пластификация материала. Пластификация полимера в инжекционном цилиндре сопровождается переходом материала в вязкотекучее состояние. Гомогенизация расплава завершается в процессе течения полимера с высокой скоростью через сопло, когда вследствие значительных сдвиговых напряжений температура расплава дополнительно повышается.

Одновременно в сопле происходит ориентация макромолекул и надмолекулярных образований, которая продолжается в процессе течения расплава полимера в литьевую форму. При заполнении формы макромолекулы ориентируются в направлении движения потока материала, причем степень ориентации растет с увеличением сдвиговых напряжений, т.е. с увеличением давления литья, скорости заполнения формы и с уменьше-

нием площади сечения полости формы. Ориентация сопровождается упрочнением материала в направлении к литьевой форме что, при соответствующей ее конструкции, позволяет получать изделия с повышенной прочностью тех частей, которые несут наибольшую нагрузку в процессе эксплуатации.

Вследствие расширения потока расплава термопласта в форме перпендикулярно направлению течения возникают соответствующие ориентационные напряжения. Оба указанных процесса ориентации происходят одновременно и, складываясь, могут привести к двухосной ориентации материала в изделии. При этом степень ориентации уменьшается по мере удаления от входного отверстия формы, что обуславливает анизотропию свойств изделия в направлении течения. Вместе с этим различие в степени ориентации ПО ДЛИНЕ и в поперечном сечении изделий приводит к возникновению внутренних остаточных напряжений, которые могут привести к деформации изделия, его растрескиванию.

Другая причина возникновения внутренних остаточных напряжений в изделиях из термопластов, полученных литьем ПОД давлением, — различия в скоростях и степени охлаждения материала в поверхностных и внутренних слоях. Поверхностные слои термопласта при соприкосновении с холодными стенками формы быстро затвердевают. Температура во внутренних слоях материала из-за низкой теплопроводности полимеров остается более высокой, поэтому внутри изделия процессы релаксации и структурообразования успевают пройти полнее. Так, если поверхностные слои литых изделий из кристаллизующихся термопластов обычно аморфны или имеют мелкокристаллическую структуру, то центральные слои, особенно в толстостенных изделиях, характеризуются более высокой степенью кристалличности с большими по размеру кристаллическими образованиями. Все это приводит к возникновению в материале термических напряжений и обуславливает его структурную неоднородность, что отрицательно сказывается на прочностных и эксплуатационных свойствах изделий.

Однако, ориентационные напряжения, в готовом изделии без изменения его конфигурации и размеров уменьшить не удастся, поэтому при разработке конструкции формы и выборе режимов литья необходимо принимать меры для уменьшения степени ориентации материала в форме. Термическое напряжение

лизация, причем степень кристалличности влияет на твердость, прочность изделий и характер их деформации.

На рис. 1, приведены некоторые температурные условия переработки для каждой группы термопластов.

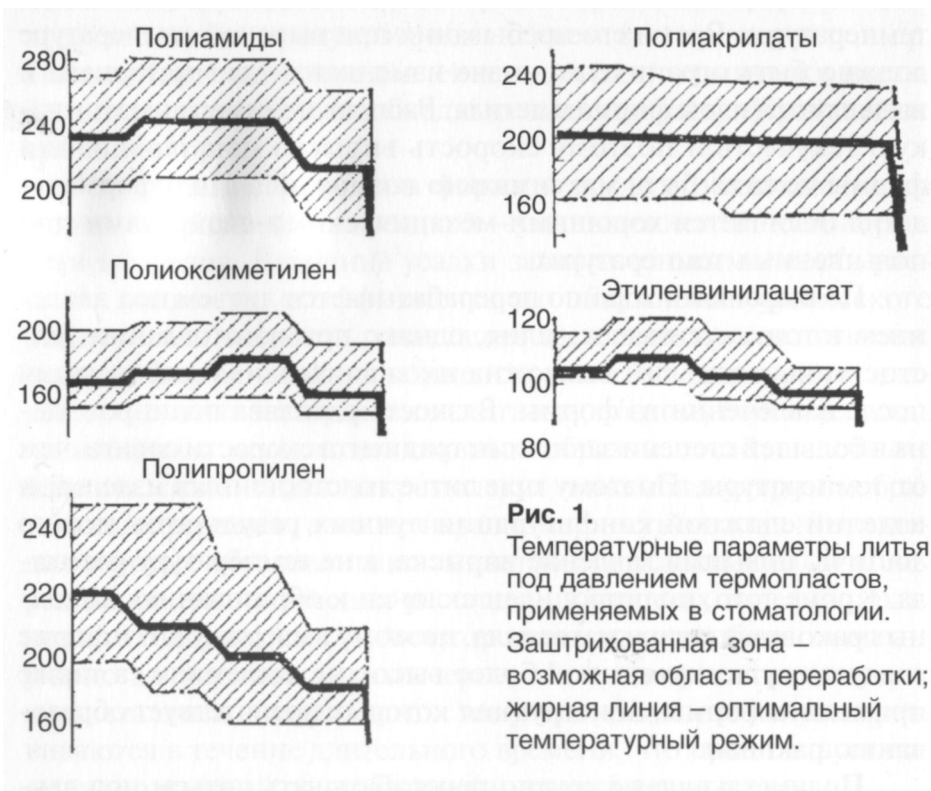


Рис. 1. Температурные параметры литья под давлением термопластов, применяемых в стоматологии. Заштрихованная зона – возможная область переработки; жирная линия – оптимальный температурный режим.

1.4. Оборудование для литья термопластов

Для литья полимерных материалов применяются машины, основной рабочей частью которых является инжекционный цилиндр, в котором перерабатываемый материал размягчается и под действием червяка или поршня нагнетается в литьевую форму. Указанные литьевые машины, схема которых представлена на рис. 2, применяют для литья под давлением пластмасс и резиновых смесей.

В зависимости от расположения инжекционного механизма литьевые машины подразделяют на горизонтальные, вертикальные, угловые и комбинированные. В отдельную группу принято выделять роторные литьевые машины, машины для

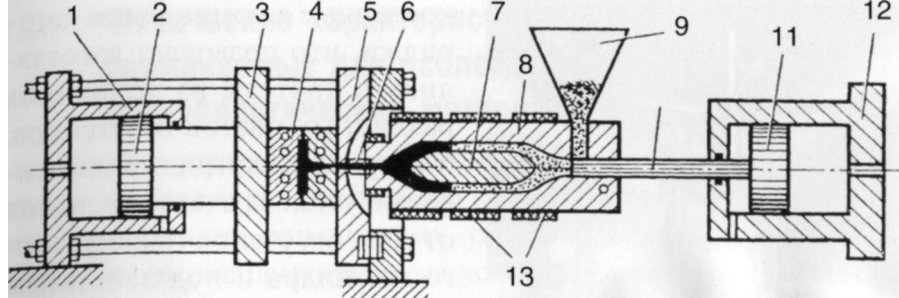


Рис. 2.

Литьевая машина поршневого типа: 1 – гидравлический цилиндр; 2 – плунжер; 3 – подвижная плита; 4 – литьевая форма; 5 – неподвижная плита; 6 – сопло; 7 – торпеда; 8 – инъекционный цилиндр; 9 – бункер; 10 – поршень; 11 – плунжер; 12 – гидравлический цилиндр; 13 – электрообогреватель.

литых двух- и многоцветных изделий и некоторые другие специфические конструкции.

Сегодня для переработки термопластов выпускаются машины с объемом одной отливки от 0,5 до 30 000 см³. Наибольшее распространение нашли горизонтальные литьевые машины, предназначенные для выпуска изделий самого различного объема. Горизонтальные литьевые машины обычно являются универсальными и пригодны для переработки различных термопластов в разнообразные изделия. В поршневых литьевых машинах пластификация осуществляется в инъекционном цилиндре главным образом за счет тепла внешних нагревателей. Данный вид машин используется и в стоматологии при изготовлении протезов из термопластических материалов. Промышленность выпускает два вида стоматологических инъекционных систем: ручные и универсальные.

Ручная инъекционная машина — это простое устройство, **состоящее** из ручного пресса, к которому присоединяется картридж с заполненным термопластическим материалом, электрического нагревателя и специальной кюветы. Картридж с материалом нагревается электрическим нагревателем до заданной температуры, что позволяет выдавливать термопластический **материал** в кювету (Рис. 3).

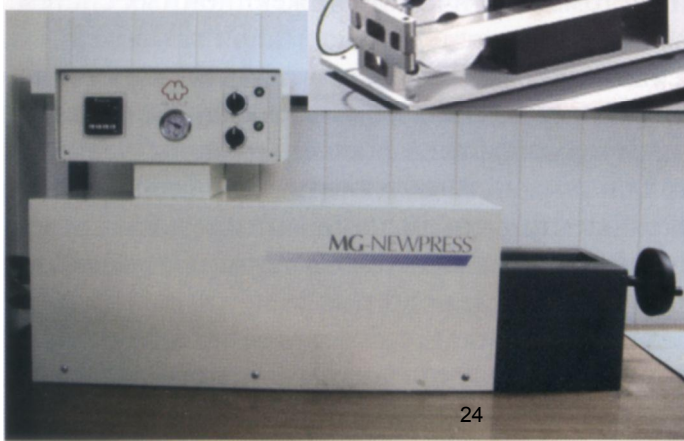
Отличительной особенностью универсальных инъекционных машин, которые используются в стоматологии является **то**, что материал загружается не ~~в~~ бункер, а в одноразовые тон-



Рис. 3.
Ручная инъекционная машина.

КОСТЕННЫЕ алюминиевые картриджи, что позволяет изготавливать протезы из полимеров различных цветов и оттенков. Материал в картридже пластифицируется за счет нагревания от горячих стенок трансферного цилиндра и под действием поршня под давлением от 4 до 10 бар нагнетается в оформляющее гнездо пресс-формы по литьевым каналам. После отверждения изделия пресс-форма раскрывается, и отформованные изделия с литниками извлекаются.

Рис. 4.
Инъекционные
машины,
применяемые
в стоматологии.



1.5. Физические характеристики, применяемые для исследования термопластических материалов

На стоматологические полимерные конструкции, находящиеся в полости рта, постоянно воздействует комплекс факторов: физических, химических, биологических. Полимерные конструкции эксплуатируются в условиях агрессивной химической среды, какой является слюна. Конструкции так же подвергаются сильному механическому воздействию при пережевывании пищи. В свою очередь материал, из которого изготовлен протез, непосредственно оказывает обратное действие на среду полости рта и весь организм в целом.

В настоящее время современные методы исследований дают возможность получить полное представление о свойствах материала и структуре вещества, его составе и строении, взаимодействии с другими материалами и биологическими средами.

Для оценки основных физико-механических свойств высокомолекулярных веществ, применяемых в стоматологии, определяются следующие показатели: плотность, температура плавления, прочность, модуль упругости, ударная вязкость, относительное удлинение и водопоглощение. Рассмотрим их подробнее.

Плотность — это отношение массы тела к его объему (г/см^3). Этот показатель характеризует плотность вещества по отношению к воде. Зная плотность воска и термопласта легко рассчитать количество полимера, необходимое для замены моделировочного воска на термопласт при литье конкретной детали.

Плавление. Переход материала из одного агрегатного состояния в другое происходит при нагревании. Переход материала из твердого состояния в жидкое — называется плавлением. Температура, при которой твердое тело переходит в жидкое состояние, называется *температурой плавления*.

Прочность — способность материала сопротивляться силе, стремящейся его разорвать. Прочностные свойства материалов характеризуются пределом прочности (или просто прочностью) — величиной напряжения, при которой происходит разрушение тела в условиях нагрузки, происходящего в определенном режиме роста деформации и обычно продолжающегося несколько минут. При более длительных воздействиях разруше-

ние происходит при напряжениях, значительно меньших предела прочности. Прочность полимеров зависит от строения макромолекул, молекулярной массы и структуры полимера.

Различают предел прочности материалов на разрыв, сжатие и изгиб.

Предел прочности на разрыв определяется величиной приложения к испытываемому образцу сил растяжения. Наименьшая сила, обуславливающая разрыв испытываемого материала, является пределом прочности на разрыв.

Пределом прочности на сжатие называется максимальная сила, действующая в направлении сжатия материала и обуславливающая его разрушение.

Предел прочности на изгиб определяется величиной силы, вызывающей разрушение материала при изгибе испытываемого образца.

Твердость или модуль упругости — способность материала оказывать сопротивление при внедрении в его поверхность более твердого другого тела под действием определенной силы. При вдавливании предмета в материал возникают местные пластические деформации, сопровождающиеся при дальнейшем увеличении давления локальным разрушением. На сегодняшний день это одна из наиболее распространенных характеристик, определяющих качество различных материалов, их пригодность для того или иного назначения. При этом модуль упругости материала характеризует его износоустойчивость, способность противостоять стиранию.

Относительным удлинением называют величину равную отношению абсолютного удлинения тела к первоначальной его длине. Относительное удлинение при разрыве — способность материала, характеризующаяся отношением максимальных размеров образца материала в момент его разрушения к первоначальным размерам образца в %.

Водостойкость.

Так как изготавливаемые из термопластов стоматологические конструкции длительное время находятся в полости рта во влажной среде, очень важными для нас показателями являются водостойкость и водопоглощение.

Водостойкостью называется способность полимеров сохранять свои свойства при длительном воздействии воды. При кон-

также с полимером вода диффундирует через поверхность вглубь материала изделия, где происходит набухание полимеров (**пропласты** могут поглощать воду без набухания). Поглощение воды иногда приводит к искажению формы изделия, падению его прочностных показателей и других свойств.

Важно отметить, что структура и свойства полимерных материалов могут изменяться в результате экстракции водой водорастворимых ингредиентов (пластификаторов, стабилизаторов и др.)

Помимо водостойкости полимерные материалы характеризуются влагостойкостью — способностью сохранять свои свойства при длительном воздействии влажного воздуха. Пары воды, как и жидкая влага, могут вызывать набухание гидрофильных материалов в результате абсорбции. Однако чаще наблюдается накопление воды в поверхностном слое (адсорбция). В этом случае влага может проникать в микротрещины материала и способствовать его разрушению под действием **расклинивающих сил**.

В большинстве случаев водостойкость характеризуется водопоглощением — количеством воды, которое поглощает материал за 24 часа пребывания в воде при **18–22°C**. Чаще всего водопоглощение выражают в процентах от массы образца. Процесс поглощения воды имеет диффузионный характер и зависит от отношения площади поверхности изделия к его объему. Поэтому в ряде случаев водопоглощение определяется по массе поглощенной воды, отнесенной к площади поверхности.

Таким образом, водостойкость и **влагостойкость** полимеров зависят от природы полимера, его структуры, состава полимерной композиции, способа переработки, толщины и пористости изделия.

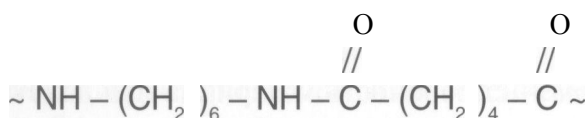
Ударная вязкость — способность материала под действием растягивающих нагрузок вытягиваться. Этот вид деформации характеризуется тем, что исследуемый образец увеличивается по размерам в направлении приложенной силы и суживается в поперечном сечении. Кроме того, ударная вязкость полимеров — показатель, характеризующий сопротивление полимеров ударным нагрузкам и выражаемый работой, затрачиваемой на **разрушение** при ударе. Обычно измерения ударной вязкости **проводят** при ударном изгибе образца в виде **балки**, которая либо **свободно** лежит на двух опорах, **либо** консольно закреплена.



2.1. Полиамиды (нейлон)

На сегодняшний день нейлоны относятся к числу наиболее распространенных полимеров. В 1935 году группа ученых под руководством доктора Волласа Каротерза в фирме Du Pont разработала материал, состоящий из водорода, азота, кислорода и углерода. Ученые пытались найти материал, аналогичный по качественным характеристикам шелку. Открытие было сделано случайно. Разогрев смесь каменноугольной смолы, воды и этилового спирта, ученые обнаружили, что получилось «не-что» похожее на шелк, прозрачное и очень прочное. Его коммерческое использование началось в октябре 1938 года, а название этого полимера появилось в 1939 году на Всемирной ярмарке в Нью-Йорке — «NYlon» («нейлон» или «найлон») — по первым буквам названия города New-York.

В России и Европе нейлоны называют полиамидами, поскольку они содержат характерные амидные группы в своих основных цепочках. Эти амидные группы полярны, они могут образовывать друг с другом прочные водородные связи. Рассмотрим формулу полиамидов.



Полиамиды представляют собой гетероцепные полимеры, содержащие в основной цепи макромолекулы — амидные группы. Полиамидами являются также белки и полипептиды, которые резко отличаются от «обычных» полиамидов по структуре, физическим и химическим свойствам, вследствие чего их выделяют в особые классы соединений.

Полиамиды могут быть алифатическими или ароматическими в зависимости от того, с какими радикалами связаны груп-

пы -СО-NH-. Основную группу полиамидов составляют **гомополиамиды**, получаемые поликонденсацией из диаминa и дикарбоновой кислоты. Смешанные полиамиды представляют собой сополимеры, получаемые сополиконденсацией, т.е. из двух или более диаминов с одной дикарбоновой кислотой. В зависимости от химического строения полиамиды могут быть линейными, разветвленными или сшитыми.

Для обозначения химического состава алифатических полиамидов широко применяют следующие цифровые комбинации: рядом со словом «полиамид» или «нейлон», ставят одну или несколько цифр, обозначающих атомы углерода в исходных продуктах. Соплимеры обозначают комбинацией соответствующих чисел, например: полиамид 6,6 (нейлон 6,6).

Получение. Полиамиды могут быть получены поликонденсацией или полимеризацией. Поликонденсация, приводящая к образованию полиамидов, называется полиамидированием.

Поликонденсацией получают полиамиды из со аминокислот или эфиров, а также из дикарбоновых кислот или их эфиров и диаминов.

Поликонденсацию можно проводить в расплаве **исходных** соединений или в растворе **высококипящего** растворителя, инертного по отношению к мономерам и образующемуся полимеру.

Свойства. В настоящее время промышленность выпускает большое количество полиамидов (Полиамид 2,4; Полиамид 6; Полиамид 6,6; Полиамид 6,8; Полиамид 6,10; Полиамид 7; Полиамид 11; Полиамид 12; и т.д.). В медицине и в стоматологии в частности используются только нетоксичные полиамиды, но из каких именно полиамидов выпускаются материалы для зубного протезирования всегда остается коммерческой тайной. Поэтому **В** этом разделе будет дана общая характеристика полиамидов.

Алифатические полиамиды — чаще всего твердые кристаллические полимеры белого цвета без запаха, реже — аморфные, прозрачные стеклообразные вещества. Молекулярная масса составляет 15 000-25 000.

Макромолекулы полиамидов в твердом состоянии обычно **имеют** конфигурацию плоского зигзага. Благодаря наличию **амидных** групп макромолекулы полиамида связаны между собой водородными связями, которые обуславливают относительно высокие температуры плавления ²⁹кристаллического полиамида.

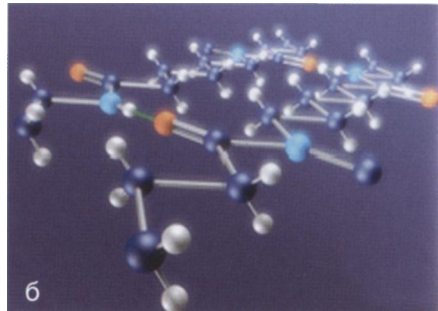
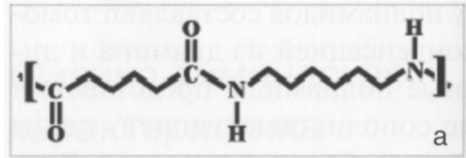


Рис. 5.
Полиамид 6.6

- а) схематическое изображение.
б) сферическое изображение

Изображенный на рис. 5 полиамид, имеет название «нейлон 6.6», поскольку каждое повторяющееся звено цепи полимера содержит два участка из атомов углерода, **каждый** из которых имеет по шесть углеродных атомов. Другие разновидности нейлонового ряда обладают различным количеством атомов углерода в этих участках.

Таблица 1.

Физические свойства полиамидов

Плотность при 20 °С г/ см ³	1,08–1,15
Температура плавления °С	185–280
Прочность : Мн/м ² (кгс/см ²)	
- при растяжении	50–82,7 (500–827)
- сжатии	46–110 (460–1 100)
- изгибе	90–100 (900–1 000)
Модуль упругости: Мн/м ² (кгс/см ²)	
- при растяжении	1,2–2,9 (12–29)
- изгибе	2,1–3,5 (21–35)
Ударная вязкость: кДж/м ² или кгс.см/см ²	50–80
Относительное удлинение %	15–90
Водопоглощение за 24 часа %	0,2–2,6

В обычных растворителях (спирте, сложных эфирах, кетонах, алифатических и ароматических углеводородах) полиамиды нерастворимы. Они растворяются в концентрированной серной, уксусной и муравьиной кислотах, фторированных спиртах и фенолах.

Высокая кристалличность полиамидов обуславливает хорошие физико-механические свойства. Прочность при растяжении, модуль упругости при растяжении и твердость возрастают с увеличением степени **кристалличности**, в то время как адсорбция влаги и ударная вязкость³⁹ несколько уменьшаются.

При комнатной температуре полиамиды устойчивы к действию **гидролизующих** агентов. Вода абсолютно не гидролизует полиамид. При нагревании на воздухе происходит термоокислительная деструкция, скорость которой резко возрастает под влиянием солнечного света. При нагревании в отсутствие кислорода полиамиды претерпевают термическую деструкцию, глубина которой зависит от его строения. Наименее термостойки **поли метиленамида**ы.

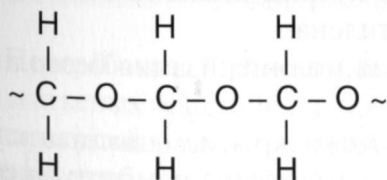
Переработка и применение. Полиамиды перерабатывают литьем, литьем под давлением, экструзией и прессованием. Детали из полиамидов можно сваривать тепловой сваркой и токами высокой частоты или склеивать растворами этого же полимера в многоатомных фенолах или муравьиной кислотой.

Полиамид — это первый синтетический полимер, физические свойства которого превосходят свойства некоторых металлов. Он имеет невероятное сочетание свойств — высокую прочность, среднюю жесткость и устойчивость к высокой температуре, горючим и смазочным веществам и большинству химикатов. Применяют главным образом алифатические полиамиды в производстве синтетических волокон, **обладающих** высокой прочностью, устойчивостью к истиранию, гниению, действию бактерий. Они применяются также для изготовления пленок, деталей машин — шестерен, подшипников, втулок, а в медицине в качестве искусственных структур организма человека (искусственные суставы, кровеносные сосуды и клапаны и так далее).

Применяемые в стоматологии полиамидные материалы выпускаются под торговой маркой «Нейлон», поэтому мы также будем использовать это название.

2.2. Полиоксиметилен

Промышленный выпуск полиоксиметилена был организован впервые в США в 1960.



Полиоксиметилен (полиформальдегид, полиметиленоксид), $[-\text{CH}_2\text{O}-]$ п, синтетический полимер, получаемый газовой полимеризацией формальдегида CH_2O . Твердое вещество белого цвета. Молекулярная масса составляет от 10 000 до 30 000. Полиоксиметилен не отличается высокой термической и химической стабильностью, но благодаря своей твердости, высокой температуре плавления и стойкости по отношению к органическим растворителям широко применяется для литьевого формования. Полученные изделия из полиоксиметилена отличаются большой жесткостью, усталостной прочностью, малой усадкой при переработке, низкой ползучестью, износо- и влагостойкостью, устойчивостью к щелочным растворителям.

Полиоксиметилен не стоек к действию минеральных кислот. Устойчивость к действию щелочей определяется природой концевых групп в макромолекулах. Полиоксиметилен не токсичен, горюч (сгорает практически без остатка). При температуре плавления скорость разложения полиоксиметилена на воздухе достигает 1% в одну минуту и более. Поэтому перед переработкой полиоксиметилен подвергают стабилизации, «блокируя» концевые группы ОН. Наибольший практический интерес представляет ацелирование полиоксиметилена уксусным ангидридом в присутствии катализатора основного характера (например, пиридина, ацетата натрия).

Полиоксиметилен характеризуется высокой усталостной прочностью к динамическим знакопеременным нагрузкам (по этому показателю полиоксиметилен превосходит другие термопласты, в частности поликарбонат, хотя уступает ему по прочности к однократным нагрузкам), стабильностью размеров и низкой ползучестью при повышенных температурах, сохранением достаточно высокой прочности и жесткости при температурах около 100 °С, высокой износостойкостью (уступает только полиамидам), хорошими фрикционными свойствами.

Получение. Существует три принципиально возможных способа получения полиоксиметилена:

1. Анионовая или катионовая полимеризация безводного мономерного формальдегида.
2. Катионовая полимеризация с раскрытием цикла циклических олигомеров формальдегид-32 — триоксана или тетраоксана.

3. Полимеризация водных или спиртовых растворов формальдегида.

Применение. Более 90% полиоксиметилена используют для замены цветных металлов и сплавов в машиностроении, автомобилестроении и других областях промышленности. Экономический эффект достигается благодаря тому, что для изделий из пластика не требуется многостадийная станочная обработка, которая необходима при обработке изделий из металла. Таким образом, несмотря на то, что стоимость полиоксиметилена значительно выше, чем цветных металлов, стоимость изделий из него значительно ниже. Кроме того, во многих случаях срок службы изделий из полиоксиметилена больше, т. к. они не подвержены коррозии. Из полиоксиметилена отливают зубчатые колеса, шестерни, пружины, рукоятки, корпуса приборов, детали переключателей, краны, масло- и бензопроводы, арматуру для водопроводов и т. д. Детали, изготовленные из полиоксиметилена при работе в условиях постоянной влажности, при повышенной температуре (до 100 °С) и переменных нагрузках, обладают лучшими эксплуатационными свойствами, чем детали из полиамидов, фенопластов и др. конструкционных пластмасс.

Таблица 2.

Физические свойства полиоксиметилена

Плотность при 20 °С г/см ³	1,43
Температура плавления °С	173–180
Прочность : Мн/м ² (кгс/см ²)	
- при растяжении	68-71 (680–710)
- сжатии	110–130 (1 100–1 300)
- изгибе	100-120 (1 000-1 200)
Модуль упругости: Мн/м ² (кгс/см ²)	
- при растяжении	2,9 (29)
- изгибе	3,5 (35)
Ударная вязкость: кДж/м ² или кгс.см/см ²	90–120
Относительное удлинение %	15–45
Водопоглощение за 24 часа %	0,2

Переработка. Полиоксиметилен перерабатывают на обычных литьевых машинах, а также на экструдерах. Контроль за температурой расплавленного материала должен быть очень точным, чтобы избежать перегрева и разложения полиоксиме-

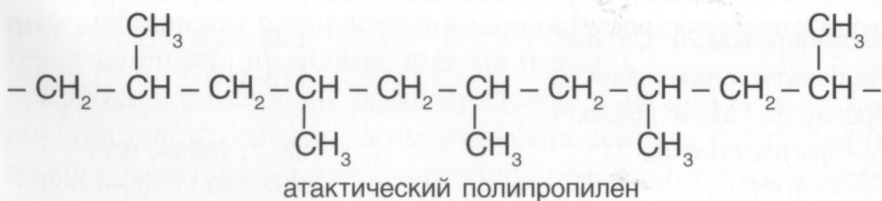
тилена. Так же нежелательно оставлять его в расплавленном состоянии более 20–30 мин, т. к. может начаться разложение материала.

Полиоксиметилен быстро кристаллизуется, поэтому литьевые формы нагревают в зависимости от толщины и формы изделий до 60–80 °С. Газообразный формальдегид обладает очень резким запахом даже при минимальных неопасных концентрациях, поэтому при переработке полиоксиметилена машины оборудуют вытяжной вентиляцией, а изделия, вынутые из формы, охлаждают в воде.

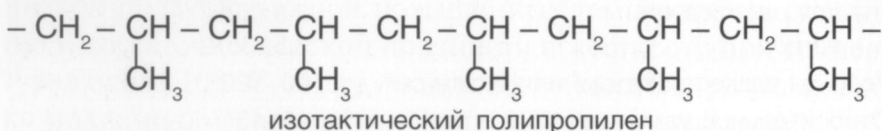
2.3. Полипропилен

Полипропилен $[-CH_2-CH(CH_3)-]_n$ получают из пропилена C_3H_6 . Это бесцветный полимер без характерного запаха и вкуса. Молекулярная масса промышленных марок 75 000—200 000.

В 1954 году итальянский ученый Джек Натта определил молекулярную структуру полипропилена, открыв важный класс стереорегулярных полимеров. Он установил что, боковые метальные группы CH_3 могут располагаться в цепи полипропилена случайным образом:



или регулярно:



Джек Натта назвал полимеры первого типа атактическими, а второго — тактическими, в данном специфическом случае — **изотактическими** (что значит «на одной стороне»).

В атактическом полипропилене беспорядочное расположение метальных групп препятствует кристаллизации, в результате получается мягкий, резиноподобный материал, который

легко растворим в органических растворителях и размягчается при невысоких температурах. Данный материал используется для получения различных изделий методом экструзии, а также в качестве клея для пластмасс.

В атактическом полипропилене металлические группы **расположены** регулярно вдоль цепи. Вследствие этого, из атактического полипропилена получают прочные жесткие термопласты с высокими температурами плавления и отличной устойчивостью к растворителям. Изотактический полипропилен — важный промышленный продукт. В настоящее время он широко используется для получения волокон и пленок, и как материал для литьевого и выдувного формования емкостей.

Свойства. Изотактический полипропилен не растворяется даже в кипящем н-гептане. При повышенных температурах ограниченно растворим в ароматических и гидроароматических углеводородах. Полипропилен под действием сильных окислителей (концентрированные азотная и серная кислота, хромовая смесь) темнеет и разрушается, но вместе с этим устойчив к воздействию разбавленных и концентрированных растворов KOH и NaOH . Вода даже при повышенных температурах не оказывает на полимер заметного влияния. Изделия из полипропилена можно кипятить и стерилизовать вплоть до 130°C . Полипропилен в тонких пленках практически прозрачен (пленки полипропилена прозрачнее пленок из полиэтилена).

Механические свойства полипропилена определяются его структурой. Для изотактического полипропилена диаграмма «напряжение — относительное удлинение» имеет четко выраженный предел текучести, величина которого существенно зависит от степени стереорегулярности полимера. Для полипропилена характерна высокая стойкость к многократным **изгибам**, он обладает сравнительно высокой ударной прочностью, которая возрастает с увеличением молекулярной массы, с понижением же температуры сопротивляемость ударной нагрузке уменьшается.

Изделия из полипропилена отличаются относительно **хорошей** износостойкостью, сравнимой с износостойкостью изделий из полиамидов. Стойкость к истиранию повышается с увеличением молекулярной массы и мало зависит от содержания фракций полипропилена и других структур. Из-за неполяр-

ной структуры полипропилен имеет низкую адгезию, поэтому основной метод соединения деталей из него — сварка.

Полипропилен является хорошим диэлектриком. Его электроизоляционные свойства практически не изменяются даже после длительной выдержки в воде, а диэлектрическая проницаемость почти не зависит от частоты поля и температуры.

Термическая деструкция полипропилена при нагревании в отсутствии воздуха становится заметной при 300 °С, т.е. значительно выше области температуры эксплуатации изделий.

В основной цепи полипропилена каждый второй атом углерода — третичный, поэтому полимер легко окисляется, особенно выше 100 °С. Окисление сопровождается снижением молекулярной массы, уменьшением предела текучести и относительного удлинения. После значительной деструкции полимер становится хрупким. Процесс термоокислительной деструкции является автокаталитическим, его скорость возрастает во времени. Продукты деструкции — в основном формальдегид, ацетальдегид, муравьиная и уксусная кислоты, вода и углекислый газ.

Чистый полипропилен физиологически безвреден. В таблице представлены основные свойства **ИЗОТАКТИЧЕСКОГО** полипропилена.

Таблица 3.

Физические свойства полипропилена

Плотность при 20 °С г/ см ³	0,90–0,91
Температура плавления °С	172–260
Прочность : МН/м ² (КГС/СМ ²)	
- при растяжении	25–40 (250–400)
- сжатию	35–70 (350–700)
- изгибе	80–90 (800–900)
Модуль упругости: МН/м ² (КГС/СМ ²)	
- при растяжении	1,1–2,7 (11–27)
- изгибе	1,5–2,9 (15–29)
Ударная вязкость: КДЖ/М ² или КГС.СМ/СМ ²	40–60
Относительное удлинение %	20–100
Водопоглощение за 24 часа %	0,5

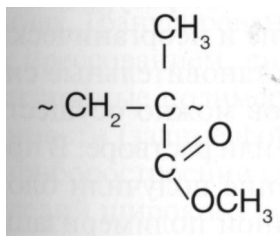
Получение. В промышленности изотактический полипропилен получают путем полимеризации пропилена в растворе или массе (блоке) в присутствии комплексного катализатора.

Полимеризацию в растворе проводят по периодичной или непрерывной схеме в среде инертного растворителя, но не менее распространен способ полимеризации пропилена в массе. Эта реакция осуществляется в среде жидкого мономера или конденсированной пропан-пропиленовой смеси. Полипропилен выпускается в виде бесцветных или окрашенных гранул.

Переработка и применение. Примерно половину всего производимого полипропилена перерабатывают литьем под давлением при температуре 200—220 °С и давлении в форме 350—420 кгс/см². Этим методом из полипропилена изготавливают детали машин, различную арматуру, бытовые изделия, контейнеры для хранения и перевозки сыпучих грузов и емкости для жидкостей. Методом экструзии из полипропилена получают около 30% пленки, трубы и профилированные изделия. Трубы из полипропилена рассчитаны на агрессивные жидкости.

2.4. Полиметилметакрилат

Промышленное производство пластмасс на основе метилметакрилатов было начато в Германии и США в конце 20-х годов нашего века.



Полиметилметакрилат $[-\text{CH}_2-\text{C}(\text{COOCH}_3)(\text{CH}_3)-]_n$ — аморфный прозрачный термопласт, имеющий важное промышленное значение. Его молекулярная масса может достигать нескольких миллионов.

Свойства. Полиметилметакрилат растворяется в собственном мономере и других сложных эфирах, ароматических и галогензамещенных углеводородах, кетонах, муравьиной и ледяной уксусной кислотах, образуя очень вязкие растворы. Он не растворим в воде, спиртах, алифатических углеводородах и простых эфирах. Устойчив к действию разбавленных щелочей и кислот. Полиметилметакрилат физиологически безвреден и стоек к биологическим средам.

Полиметилметакрилат, получаемый радикальной полимеризацией в массе (так называемое органическое стекло), — бесцветный прозрачный полимер, обладающий высокой проницаемостью для лучей видимого и УФ-света, высокой **атмосферостойкостью**, хорошими физико-механическим и электроизоляционными свойствами.

При нагревании выше 120°C полиметилметакрилат размягчается, переходит в высокоэластичное состояние и легко формируется. Свыше 200°C начинается заметная деполимеризация полиметилметакрилата, которая с достаточно высокой скоростью протекает при температурах свыше 300°C . В промышленности деполимеризацией из отходов полиметилметакрилата получают мономер.

Стереорегулярные полиметилметакрилаты — кристаллизующиеся полимеры с более высокой плотностью и повышенной стойкостью к действию **растворителей**, чем атактические.

Кристалличность полиметилметакрилата дополнительно повышают термообработкой или набуханием полимера.

Получение. В промышленности полиметилметакрилат получают преимущественно свободнорадикальной полимеризацией метилметакрилатов при умеренных температурах, инициаторами которых являются органические и неорганические перекиси и некоторые **окислительно-восстановительные системы**. Полимеризацию метилметакрилатов можно осуществлять в массе (блоке), суспензии, эмульсии или растворе. В промышленности наибольшее распространение получили блочный и суспензионный методы. При блочной полимеризации конфигурация полимеризационной формы предопределяет конфигурацию получаемого полиметилметакрилата. Суспензионную (бисерную) полимеризацию метилметакрилата осуществляют в водной среде в реакторах, снабженных лопастными или турбинными мешалками. Получаемый полимер имеет вид прозрачных шариков, размеры которых от $1 \cdot 10^{-3}$ до нескольких мм, что зависит от интенсивности перемешивания, природы и количества стабилизатора суспензии. Средняя молекулярная масса (80 000—120 000) суспензионного полиметилметакрилата ниже, чем у блочного. Полученные продукты различаются по температурам размягчения и вязкостям расплава.

Физические свойства полиметилметакрилата

Плотность при 20 °С г/см ³	1,19
Температура плавления °С	180–240
Прочность : МН/М ² (КГС/СМ ²)	
- при растяжении	55 (550)
- сжатии	105–112 (1 050–1 120)
- изгибе	110–140 (1 100 –1 400)
Модуль упругости: МН/М ² (КГС/СМ ²)	
- при растяжении	2,5–3,8 (25–38)
- изгибе	2,8–3,1 (28–31)
Ударная вязкость: КДЖ/М ² или КГС.СМ/СМ ²	15
Относительное удлинение %	2
Водопоглощение за 24 часа %	0,45 – 0,6

Применение и переработка. В промышленности полиметилметакрилат поставляется главным образом в виде листового органического стекла, в качестве конструкционного материала, кроме того его применяют в лазерной технике.

Суспензионный полиметилметакрилат, получаемый в виде порошка, предварительно гранулируется на экструзионных машинах. Гранулированный полиметилметакрилат перерабатывают прессованием, литьем под давлением или экструзией. Суспензионные полимеры используют в автомобильной промышленности (задние фонари, подфарники, световые отражатели), в приборостроении (линзы, призмы, шкалы), для изготовления изделий широкого потребления (посуда, пуговицы и другие) и канцелярских принадлежностей. Экструдированные из суспензионных полимеров и сополимеров листы используются для изготовления светотехнических изделий (рассеивателей света для светильников), вывесок. Суспензионный полиметилметакрилат с размером частиц 0,05–0,15 мм или высушенный эмульсионный применяют для изготовления самоотверждающихся пластмасс. Эти пластмассы используются в производстве зубных протезов, для изготовления штампов, литейных моделей, абразивного инструмента.

Акриловые дисперсии и полимеры, полученные в растворе, используются как лаки для кузовов автомобилей, для отделочных тканей, волокон, бумаги, кожи. В качестве клея для склеивания

вания органического стекла используют мономерно-полимерную смесь или 20–30%-ные растворы.

За рубежом блочный полиметилметакрилат производится под названиями: плексиглас (США, ФРГ, Франция), перспекс (Великобритания), кларекс (Япония), леофлекс (Швейцария) и др.; суспензионный — люсайт (США), диакон (Великобритания), ведрил (Италия); сополимер метилметакрилата с акрилонитрилом — плексидур (ФРГ), имплекс (США).

2.5. Поливинилацетат $[-CH_2 - CH-] OCOCH_3$

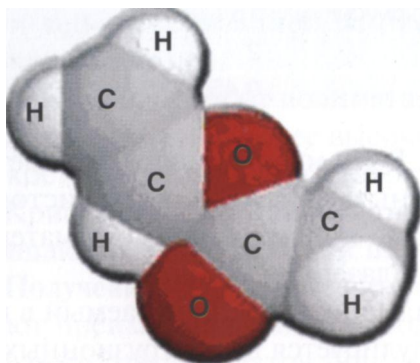


Рис. 6.
Сферическое изображение
формулы поливинилацетата.

Свойства. Поливинилацетат — аморфный прозрачный бесцветный полимер без вкуса и запаха, нетоксичен. Прочность ориентированных образцов сильно зависит от молекулярной массы, температуры и степени ориентации. Молекулярная масса поливинилацетата в зависимости от условий получения изменяется от 10 000 до 1 600 000.

В стоматологии в основном применяются сополимеры винилацетата с этиленом. Поэтому рассмотрим сополимеры этилена.

Этилена сополимеры — материалы получаемые: а) сополимеризацией этилена с одним или несколькими мономерами: б) прививкой одного или нескольких мономеров на макромолекулы полиэтилена или этилена на макромолекулы других полимеров (привитые сополимеры). Этилена сополимер синтезируют с целью модификации свойств полиэтилена — улучшения перерабатываемости, повышения адгезии, физико-механических свойств, теплостойкости, растворимости. Для стабилизации этилена сополимеров, их окрашивания и придания им товарного вида применяют, как правило, те же термо- и светостаби-

лизаторы, красители и добавки, что и при производстве полиэтилена. Перерабатывают этилен сополимеры теми же методами, которые используются для переработки полиэтилена.

Получение. Статистические этилен сополимеры получают радикальной и координационной сополимеризацией. Состав сополимера определяется относительной активностью мономеров. К тому же однородность этилен сополимера по составу достигается поддержанием постоянного соотношения сомономеров в зоне реакции в течение всего процесса.

В промышленности статистические сополимеры этилена с **винилацетатом, этилакрилатом, а-олефинами** получают радикальной сополимеризацией в массе (сжиженные мономеры) при высоком давлении ($150-400 \text{ Мн/м}^2$, или $1\,500-4\,000 \text{ кгс/см}^2$) и **$180-280^\circ\text{C}$** ; инициаторами являются кислород, различные перекиси или перекись с кислородом. Реже применяют эмульсионную сополимеризацию. Данным способом получают, например, сополимер этилена с винилацетатом в присутствии окислительно-восстановительных инициаторов при $30-90^\circ\text{C}$ и давлении $40-100 \text{ Мн/м}^2$ ($400-1\,000 \text{ кгс/см}^2$).

Свойства полимеров этилена с полярными **мономерами** зависят от природы, размера звена сомономера и его содержания в сополимере. Так, при сополимеризации этилена с полярным мономером, имеющим боковые группы, способные упаковываться в кристаллическую решетку полиэтилена, получается сополимер, характеризующийся более высокими плотностью, жесткостью и температурой плавления, чем полиэтилен. Это объясняется усилением межмолекулярного взаимодействия. Если полярный мономер имеет боковые группы, не укладывающиеся в кристаллическую решетку полиэтилена, степень **кристалличности**, жесткость и температура плавления **этилен** сополимера уменьшаются. Так, у сополимера этилена с 0,5; **2,0** и 20% (по массе) винилацетата степень кристалличности уменьшается на 5,0; 8,0 и 34% соответственно. Этилена сополимер содержащий 50% (по массе) винилацетата, имеет аморфную структуру.

Сополимеризацией этилена с неполярными мономерами, **например**, с а-олефинами, регулируют степень **кристалличности** полиэтилена; при этом диэлектрические свойства получаемых сополимеров такие же, как ⁴¹ полиэтилена. С увеличением

содержания а-олефина или с увеличением длины его углеводородной цепи при равном содержании а-олефинов степень кристалличности этилен сополимера уменьшается и соответственно снижаются плотность, модуль упругости, жесткость, температура плавления, увеличиваются газо- и паропроницаемость, растворимость в органических растворителях, эластичность, ударная вязкость, относительное удлинение, стойкость к растрескиванию под напряжением в поверхностно-активных средах, устойчивость при действии длительных нагрузок, поэтому этилена сополимер значительно долговечнее полиэтилена, хотя прочность его несколько ниже.

Таблица 5.

Физические свойства этиленвинилацетата

Плотность при 20 °С г/ см ³	1,38
Температура плавления °С	90–160
Прочность : Мн/м ² (кгс/см ²)	
- при растяжении	10,5–23 (105–230)
- сжатии	1–2 (10–20)
- изгибе	300–400 (3 000–4 000)
Модуль упругости: Мн/м ² (кгс/см ²)	
- при растяжении	0,4–0,5 (4–5)
- изгибе	0,7–0,8 (7–8)
Ударная вязкость: кДж/м ² или кгс.см/см ²	170
Относительное удлинение %	500–600
Водопоглощение за 24 часа %	0,4–0,6

Промышленно важные сополимеры. Наиболее широко в промышленности применяют статистические сополимеры этилена с а-олефинами (главным образом пропиленом, бутеном-1 и гексеном), получаемые при низком и среднем давлении, а также с винилацетатом (сополимеризация при высоком давлении).

Сополимеры этилена с винилацетатом содержат обычно 2–30% (здесь и далее % по массе) винилацетата и имеют молекулярную массу 30 000–500 000. Они прозрачны, обладают высокой эластичностью и адгезией. С увеличением содержания винилацетата ухудшаются диэлектрические свойства и снижаются температуры растворения этилен сополимера в различных углеводородах. Эти сополимеры легкие, перерабатываются при температурах более низких, чем полиэтилен. Сополимеры вы-

пускают в США (ультратен, ац-сополимер, бакелит DGD, ала-
тон EVA, монтотен, цитафакс, апрофлекс), Великобритании
(алкатен VIG), ФРГ (винтатен VAE, луполен V), Японии (ни-
пофлекс, евафлекс) и других странах

Применение. Этилен сополимер содержащий до 5% вини-
лацетата используют для получения прочных пленок с улуч-
шенными оптическими свойствами. Сополимер с содержи-
мом винилацетата до 7–10% и индексом расплава до 7 приме-
няют для изготовления методом экструзии пленок, гибких
шлангов и других изделий технического и бытового назначе-
ния. Сополимер с содержанием до 25% винилацетата и индек-
сом расплава до 3 перерабатывают литьем под давлением и
экструзией с раздувом. Сополимер с 22–30% винилацетата ис-
пользуют самостоятельно или в смеси с восками для покры-
тия бумаги, картона, в производстве тары. Сополимеры с 17–
30% винилацетата применяют для получения клеев — компо-
зиций, содержащих, кроме сополимера, воск, парафин,
различные смолы, наполнители. Их применяют в расплавлен-
ном виде при 120–200 °С в полиграфической, мебельной, обув-
ной и других областях промышленности.

Кристаллические сополимеры этилена с α -олефинами при-
меняют для изготовления емкостей объемом от нескольких мл
до 2–3 л³, предназначенных для эксплуатации в контакте с мо-
ющими средствами, химикатами, дезинфицирующими сред-
ствами и т.д. Благодаря высокой ударной вязкости и способно-
сти выдерживать длительные нагрузки этот материал широко
используют в производстве труб, крупных контейнеров, ка-
нистр, бочек, ящиков для транспортировки продуктов, буты-
лей, различных бытовых изделий



3.1. Материалы на основе нейлона

Базисные пластмассы на основе нейлона в клинической стоматологии впервые были использованы более пятидесяти лет назад в 1954 году. Они представляют собой биосовместимый термопластический материал с уникальными физическими и эстетическими свойствами.

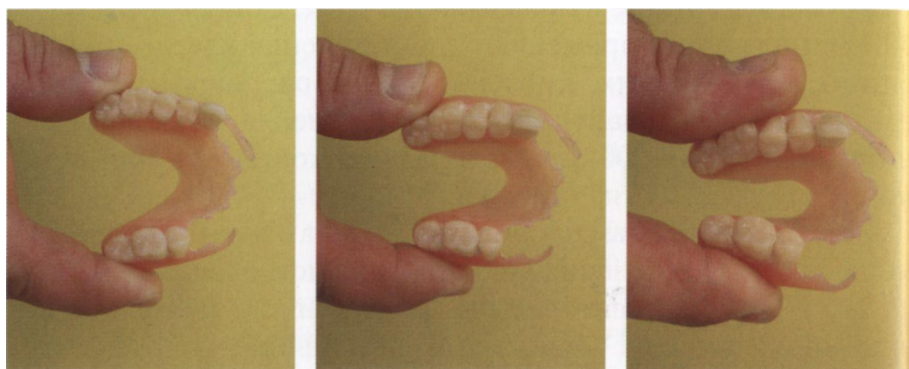


Рис. 7. Демонстрация гибкости нейлонового протеза.

Зубные протезы, изготовленные на основе нейлона, обладают достаточно высокой гибкостью. Съёмный протез с базисом из нейлона хорошо противостоит разломам и самобалансируется во рту, что способствует быстрой адаптации к нему. Пластичность протеза позволяет оптимизировать нагрузку на опорные зубы и альвеолярный гребень, что обеспечивает более благоприятное распределение жевательного давления. Такие протезы во много раз прочнее акриловых, безопасны и значительно более эстетичны.

Пациенты, которые пользовались **как** обычными, так и нейлоновыми протезами, отмечают, что протезы из нейлона более натуральны и комфортны во рту и незаметны для окружающих благодаря своей превосходной **ре**тенции и эстетике. Тонкость и

легкий вес нейлонового протеза дают пациентам чувство уверенности во время еды и улыбки.

При благоприятных клинических условиях в полости рта пациенты могут носить протезы длительное время без их модификации. Использование нейлона для протезов является гарантией отсутствия поломок (если технология изготовления полностью соблюдена).

Материалы для изготовления нейлоновых протезов производят США (Valplast, Flexite), Израиль (Flexy-Nylon), Сан Марино (Flexi-J), Германия (Flexiplast) и другие.

Рассмотрим некоторые торговые марки.

Valplast — гибкая стоматологическая термопластмасса, идеальная для съемных протезов при одностороннем и двухстороннем концевых дефектах.

Шкала расцветок Valplast состоит из четырех оттенков, позволяющих индивидуально подбирать натуральный тон слизистой оболочки (умеренно розовый — medium pink, слаборозовый - light pink, два оттенка meharry - под цвет слизистой черной расы) и одного прозрачного цвета.

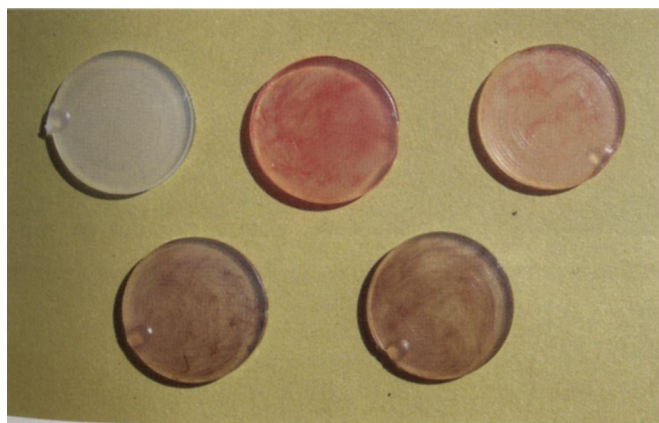


Рис. 8.
Valplast – шкала расцветок.

Flexi-J — нейлоновый термопластический полимер, комбинация его с компонентами придает ему идеальные эластические свойства. Выпускается два типа эластичности материала в различных цветовых оттенках.

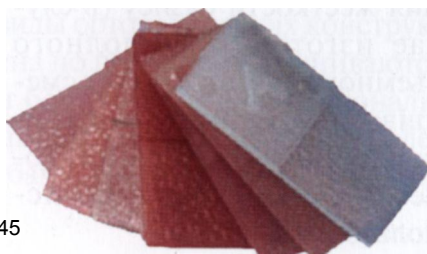


Рис. 9.
Flexi-J – шкала расцветок.

Тип 1 более эластичный и полупрозрачный, имеет 4 цветовых оттенка. Тип 2 — жесткий и более прозрачный. Если протезы нуждаются в промежуточных эластических свойствах, то материалы двух типов могут смешиваться между собой.

В последнее время на российском рынке появился материал, выпускаемый израильской фирмой Ashdodental — **Flexi-Nylon**, он разработан специалистами различных областей с целью улучшения свойств материалов предыдущих поколений с учетом замечаний и пожеланий стоматологов.

Эксклюзивная формула Flexi-Nylon и устойчивые красители позволяют достигнуть максимального эстетического результата и комфорта при эксплуатации протеза. Протезы из Flexi-Nylon отличаются высокой прочностью и легкостью конструкции.



Рис. 10.
Термопласты,
разработанные
Ashdodental (Израиль).

Рис. 11.
Flexite supreme –
шкала расцветок.

Flexite supreme — термопласт с исключительной прочностью и гибкостью. Выпускается в светлых и темных розовых оттенках. Для придания жесткости базису (в случае изготовления **ПОЛНОГО** съемного протеза) может смешиваться с акриловыми компонентами, поэтому имеет более широкий диапазон использования.



3.2. Материалы на основе полиоксиметилена

Ацетал имеющий химическое название полиоксиметилен или полиформальдегид, имеет биохимическое происхождение и относится к синтетическим смолам. Речь идет о самом устойчивом термопласте. Он имеет кристаллическую молекулярную **структуру**. Акриловые материалы, которые применяются для лечения и протезирования зубов, имеют округлые молекулы или молекулярные клубки (рис. 10), а полиоксиметилен имеет продолговатые, цепляющиеся друг за друга нитевидные молекулы (рис. 11).

Профессор G.W. Ehrenstein в книге «Полимерные материалы» описывает экстремальный предел прочности материалов на основе полиоксиметилена, в 20 раз превышающий предел прочности акрилового материала, используемого в **стоматологии**, поэтому в данных материалах можно видеть скорее заменитель металла, чем пластмассы.

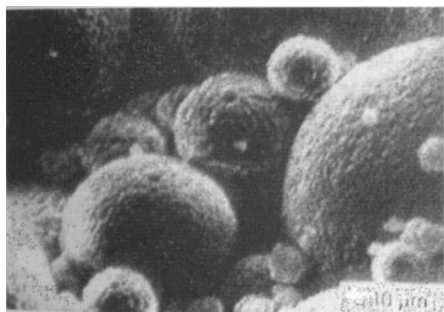


Рис. 12.

Молекулы полиметил.

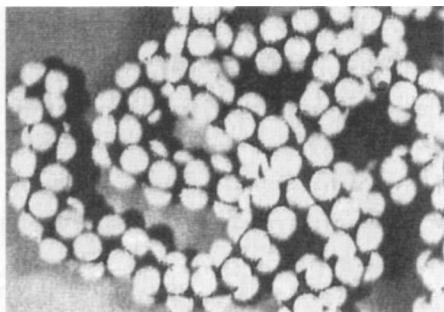


Рис. 13.

Молекулы полиоксиметилена.

Полиоксиметилен состоит из цепей углерода, водорода и кислорода. В материалах применяемых в стоматологии, не используются химические добавки, которые часто вызывают реакции у лиц, склонных к аллергическим заболеваниям.

Использование термопластов на основе полиоксиметилена позволяет изготавливать **многие** виды ортопедических конструкции. Протезы из полиоксиметилена по прочности сравниваются с **металлическими**. Они обладают более высокой функциональностью. За счет эластичности материала обеспечивается более **точное** и плотное прилегание к зубам и соответственно более **надежная** фиксация протеза.

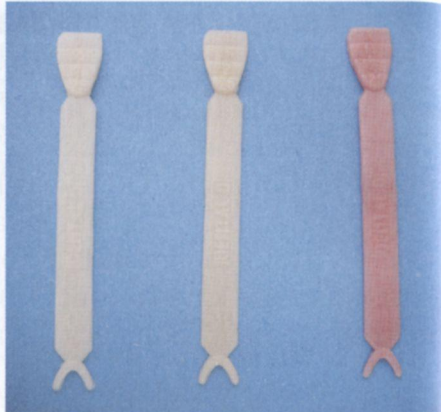
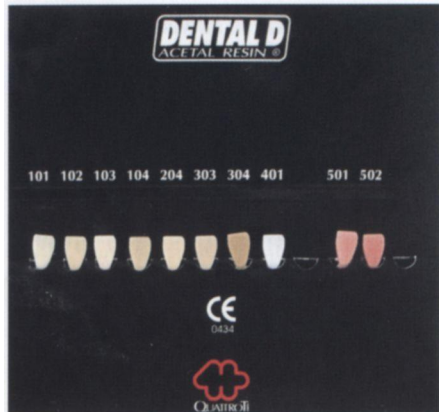


Рис. 14.

Dental D – шкала расцветок.

В настоящее время на основе ПОЛИОКСИМЕТИЛЕНА выпускаются термопласты «Dental D» (Италия) и «T.S.M. Acetal Dental» (Сан Марино), Асерplast (Израиль) и другие. Рассмотрим некоторые ИЗ НИХ.

«Dental D» — Расцветка материала состоит из 7 оттенков цвета зуба, трех оттенков цвета десны и одного оттенка отбеленных зубов. Шкала расцветок представляет собой заготовку, в верхней части которой образец материала в форме зуба. На другом конце заготовки имеются тонкие усики для того, чтобы подобрать по цвету оттенок материала пришеечной части зуба.

«T.S.M. Acetal Dental» — Расцветка материала представлена вариантами оттенков зубов по шкале «Vita» и тремя розовыми оттенками с прожилками.

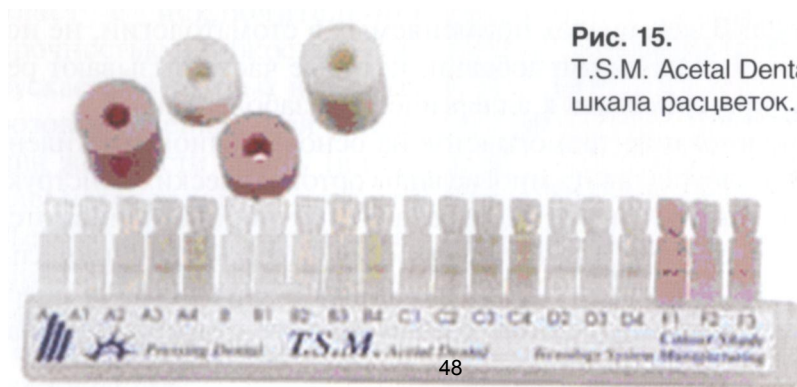


Рис. 15.

T.S.M. Acetal Dental – шкала расцветок.

Ацепласт — качественно новый продукт, являющийся хорошей заменой акриловым смолам и металлам во многих случаях протезирования (рис. 8). Выпускается в 20-ти различных цветовых оттенка, из них 16 соответствуют цветовой гамме расцветки «VITA» и 4 — нестандартных цвета).

3.3. Материалы на основе полипропилена

По своим основным характеристикам полипропилен приближен к нейлону, но уступает ему по некоторым физико-химическим параметрам.

В настоящее время полипропилен для изготовления ортопедических конструкций используют в качестве дешевой альтернативы нейлону.

На основе полипропилена профессором Э.Я. Варесом (Украина) разработан и широко применяется «Липол». Данный материал исследовался в Львовском политехническом университете, в Киевском институте высокомолекулярных соединений и в Донецком НИИ пластмасс. Более чем 15-летний опыт его применения показал, что протезы изготовленные из «Липола», по физическим и химическим показателям во много раз прочнее протезов из акриловых пластмасс, обладают высокой точностью прилегания. Переломы базисов протезов в полости рта практически исключаются. Протезы являются биологически нейтральными по отношению к тканям организма и устойчивыми в среде полости рта. Биологическая нейтральность обусловлена отсутствием мономеров, ингибиторов, катализаторов и других реактивных включений.

«Липол» выпускается двух цветов — розовый и прозрачный. Для получения более легкого оттенка розового Цвета, розовый материал рекомендуется смешивать с прозрачным в Различных пропорциях В зависимости от необходимого цвета.

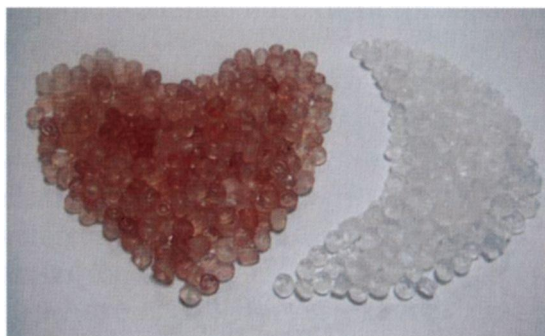


Рис 16.
Липол розовый и прозрачный.

3.4. Материалы на основе метилметакрилатов

Основными характеристиками термопластических материалов на основе метилметакрилатов является отсутствие свободного мономера, достаточно высокая прочность и эстетичность, что позволяет изготавливать особо тонкие полные протезы.

В настоящее время безмономерные материалы на основе акриловых пластмасс производят США (Flexite M.P.), Израиль (Acry-free), Сан-Марино (The.r.mo Free), Италия (Fusicril), Германия (Polyan) и другие.

Данные материалы имеют широкую цветовую гамму оттенков. Перебазировку и починку этих протезов можно проводить при помощи термопластов, а также при помощи любого из видов акриловых пластмасс (холодной и горячей полимеризации)

Ознакомимся с некоторыми представителями этой группы материалов.

The.r.mo Free — безмономерный термопластический полимер на основе полиметилметакрилата. Шкала расцветок состоит из 3 цветов: 1 прозрачный и 2 розовых с прожилками.

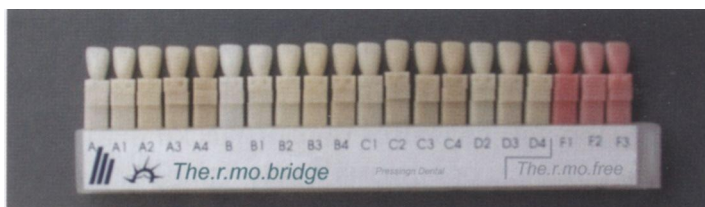


Рис. 17.

The.r.mo Free – шкала расцветок.



Рис. 18.

Flexite M.P. – шкала расцветок.

Flexite M.P. — полностью полимеризованный метилметакрилат. Он был разработан для изготовления полных зубных протезов, практически небульющихся. Шкала расцветок состоит из 4 цветов: 1 прозрачный (Clear), два цвета слизистой оболочки белой расы (pink, luc-pink) и ethnic цвета слизистой негритянского населения.

Acry-Free — является термопластичным полимером на основе метилметакрилата с добавлением устойчивых красителей.

Комбинация свойств исходных компонентов делает **Acry-Free** идеальным материалом для изготовления полных съёмных зубных протезов методом инъекции.

Основными характеристиками **Acry-Free** являются отсутствие свободного мономера, чрезвычайная прочность, эстетичность и лёгкость.

3.5. Материалы на основе этиленвинилацетата

С появлением в стоматологии термопластичных материалов из этиленвинилацетата появилась возможность изготовления в зуботехнических лабораториях индивидуальных позиционеров, зубных протекторов для спорта и индивидуальных мундштуков для дайвинга.

На основе этиленвинилацетатных полимеров производятся термопласты в Италии (Flexidy), в Сан-Марино (Corflex Orthodontic) и другие.

Они обладают высокой степенью эластичности (приближается к резине), имеют очень маленькую адсорбцию воды, отличную сопротивляемость к кислотам. Изделия из термопластических полимеров на основе этиленвинилацетата можно отливать в ручной или универсальной инъекционной машине.

Рассмотрим характеристики некоторых из них.

Flexidy — термопластичный сополимер, изготовленный из этилена и винилацетата, представленный тремя степенями жесткости, что позволяет в лаборатории совмещать различные типы материала в соответствии со специфическими требованиями к изготавливаемым устройствам.

80 — высокая жесткость материала, идеальная для изготовления соединительных позиционеров, когда необходима маленькая амплитуда зубных движений, например, для шин при лечении бруксизма, спортивных защитных шин и так далее.

65 — средняя жесткость, рекомендована для гнатологических позиционеров с хорошей степенью эластичности и использования в тех случаях, где необходимо много дентальных движений, например, каппы для дайвинга.

50 — самая маленькая степень жесткости для всех ситуаций, где рекомендуется незначительная коррекция прикуса.

Прозрачность — важное преимущество этого материала. Непрозрачные материалы не настолько эстетичны. Прозрачный материал дает возможность визуального контроля правильного положения челюстей. Кроме прозрачного бесцветного полимера выпускается 8 цветов полупрозрачного материала.

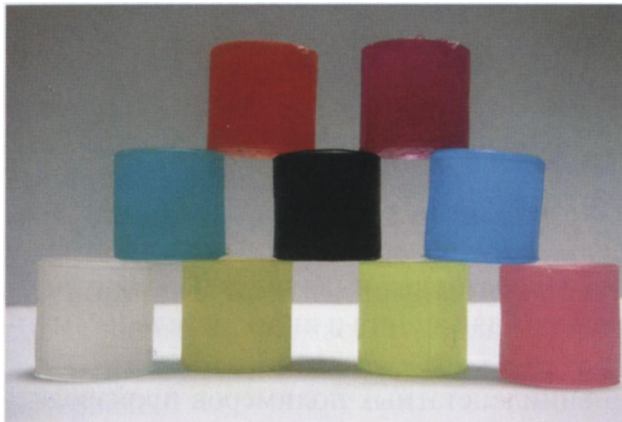


Рис. 19.
Flexidy – 9 цветов.

В набор **Flexidy** входят пять вариантов ароматических жидкостей для термопласта, позволяющие придавать изделиям различные ароматы: клубника, мята, лимон и других фруктов.

Corflex-Orthodontic — это также синтетический продукт из смеси высокомолекулярных полимеров этилена и винилацетата. Выпускается в широкой цветовой гамме: от прозрачного до черного, всего 10 оттенков.

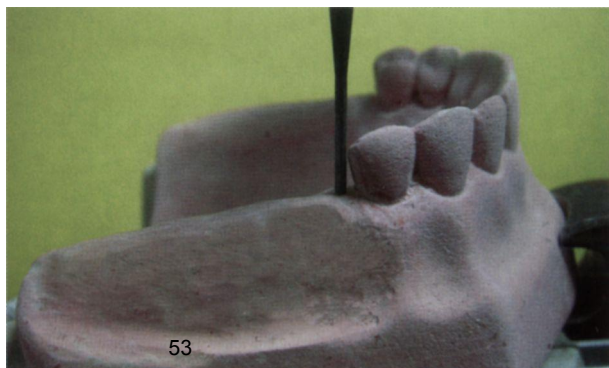
4.1. Технология изготовления нейлонового протеза

Врач после подготовки зубов снимает оттиск перфорированной ложкой. Используется оттискная масса, которая не создает давление на протезное ложе (альгинатная или силиконовая низкой вязкости). Оттиск считается пригодным, если точно отражен рельеф протезного ложа, в том числе переходная складка, контуры десневого края, межзубные промежутки, зубной ряд, на его поверхности нет пор и четко проснят рельеф слизистой оболочки.

Врач должен обратить внимание на состояние слизистой оболочки десны, если она гипертрофирована, необходимо сообщить об этом технику. *

Зубной техник. Мастер-модель отливается из супергипса не ниже 4 класса. При этом дистиллированную воду нужно отмерить с помощью мерного стаканчика, а гипс отмеряется при помощи весов согласно указаниям производителя. Соблюдение правильной пропорции делает коэффициент усадки постоянной величиной. После застывания гипса с помощью острого инструмента на мастер-модели необходимо удалить возможные пузырьки с поверхностей зубов и протезного ложа. Проводим исследование мастер — модели в параллелометре.

Рис. 20.
Исследование модели
в параллелометре.



Для исключения травмы слизистой оболочки при использовании протезом поднутрения на опорных зубах блокируются воском. Блокировочный воск также наносится на такие критические области как межзубные сосочки и гипертрофированную слизистую, где будут расположены зубодесневые кламмеры. Для этой цели применяется специальный розовый воск, который хорошо заглаживается моделировочным инструментом. Если для дублирования моделей используются термопластические гели, то температура плавления этого воска должна быть достаточно высока, чтобы не размягчаться под действием температуры дублирующей массы.

Проводим дублирование мастер — модели согласно инструкции производителя дублирующей массы. Необходимо помнить, что для получения точных копий рабочих моделей лучше пользоваться высококачественными силиконовыми материалами.



Рис. 21.
Блокировка
поднутрений.



Рис 22.
Блокировка
гипертрофированной
слизистой.

Рис. 23.
Дублирование
мастер-модели.



После отверждения силиконовой массы извлеките мастер-модель из кюветы и залейте форму супергипсом, желательно не ниже 4 класса. Лучше использовать гипс цвета отличного от цвета мастер-модели для того, чтобы их не перепутать в дальнейшем.

Рис. 24.
Изготовление
рабочей модели.



После застывания супергипса извлеките модель из формы. Проверьте соответствие отдублированной модели и мастер-модели.

Полученная рабочая модель вместе с вспомогательной устанавливается в артикулятор и на рабочей модели расчерчиваются границы будущего протеза, при этом обращается внимание на неблагоприятные условия протезного ложа и предпринимаются меры для их устранения. При нанесении границ протеза на модели важно учитывать не только функциональные особенности конструкции, но и эстетичность конечного результата.



Рис. 25.
Нанесение границ
протеза на рабочей
модели.

При большой атрофии альвеолярного отростка, плоском небе, выраженности торуса необходимо провести гравировку границ по дистальному краю протеза и в буферных зонах. При благоприятных клинических условиях границы базиса протеза можно укоротить.

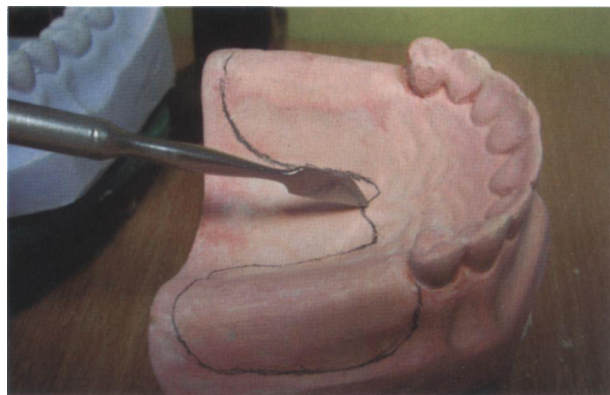


Рис. 26.
Гравировка границ
на рабочей модели.

Из восковой пластинки изготавливается восковой базис. На нижнем съемном протезе воском заполняется место расположения языка, что необходимо для процесса литья.

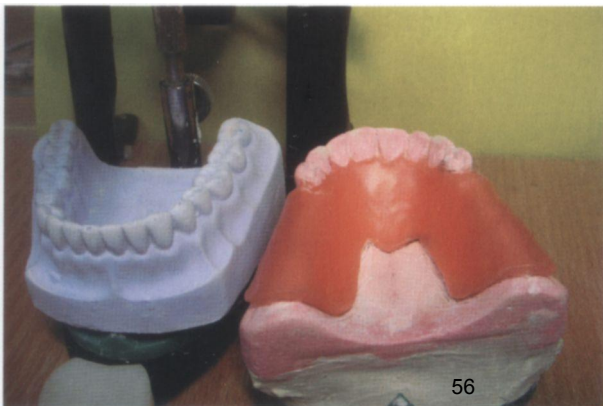


Рис. 27.
Восковой базис
будущего протеза.

После изготовления воскового базиса приступают к расстановке зубов. Так как у нейлона нет химической связи с акриловыми зубами, поэтому на искусственных зубах создаются специальные ретенционные пункты — ретенционные (диаторические) отверстия. При сверлении ретенционных отверстий старайтесь отступать по возможности дальше от основания зуба.

Рис. 28.
Ретенционные
отверстия в моляре.



Во фронтальных зубах ретенционные отверстия смещены к язычной поверхности так, чтобы они не были заметны в протезе.

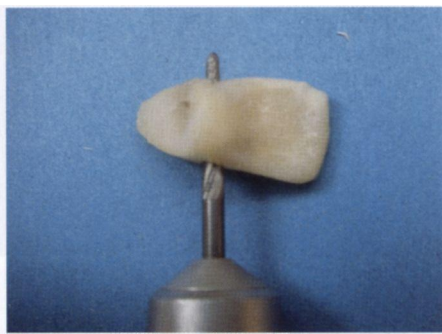
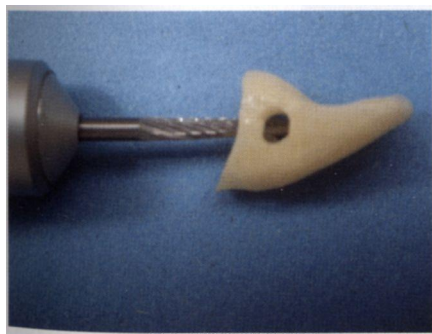


Рис. 29.
Ретенционные отверстия в центральных зубах.

Искусственные зубы с ретенционными отверстиями соответственно прикусу устанавливаются на восковой базис. Зубы не должны располагаться непосредственно на альвеолярном гребне. Между искусственным зубом и альвеолярным гребнем должен быть слой воска, иначе термопластический материал во время инъекции может не попасть в ретенционные отверстия. Убедитесь, что есть место для слоя полиамидного материала.



Рис. 30.

Расстановка зубов с ретенционными отверстиями.

После расстановки зубов приступаем к моделированию зубодесневого кламмера, при этом обращаем внимание на анатомические возможности его расположения. Области расположения кламмеров приливаются расплавленным воском с помощью шпателя.

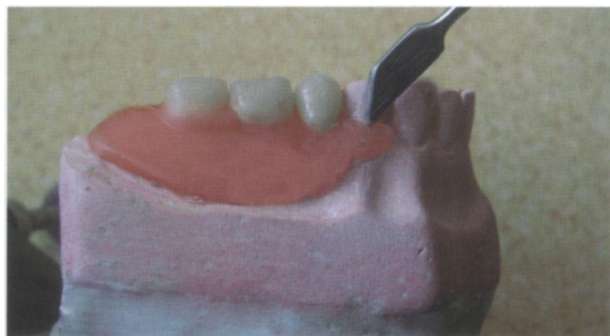


Рис. 31.

Моделирование зубодесневого кламмера.

Восковой базис протеза с расставленными зубами после окончания моделирования кламмеров отправляется в клинику для проверки конструкции протеза и правильности определения центрального соотношения челюстей. При этом врач должен обратить внимание на плотность прилегания базиса к слизистой протезного ложа, правильность соотношения челюстей, на постановку искусственных зубов, их цвет, исключить допущенные неточности на предыдущих этапах.

Затем модель готовят к гипсованию в кювету. На рабочей модели сошлифуйте зубы, которые могут служить ретенционными пунктами, не затрагивая при этом границу восковой композиции.

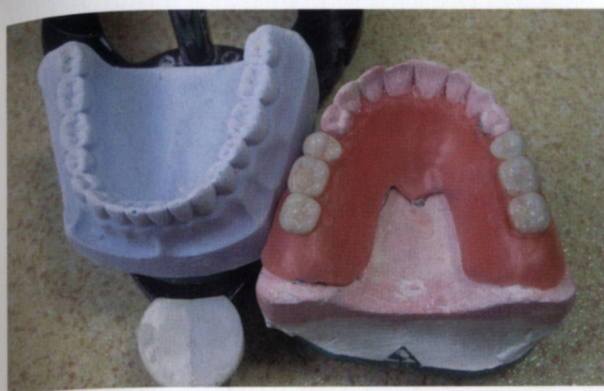


Рис. 32.
Восковой базис
с искусственными
зубами.

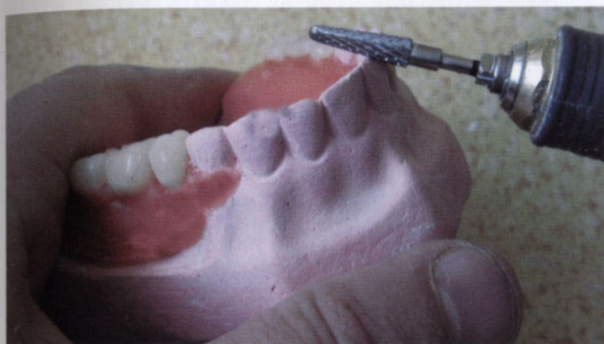


Рис. 33.
Сошлифовывание
зубов на модели.

Перед гипсованием модели в кювету поверхность искусственных зубов на протезе необходимо очистить от воска, иначе после выпаривания воска не будет достаточной фиксации зубов в гипсе. Восковой базис должен иметь глянцевую поверхность. Модель гипсуется в основную кювету. До начала паковки модель необходимо выдержать в воде в течении 15 минут.



Рис. 34.
Подготовленные
к гипсованию модель
и кювета.



Рис. 35.
Нанесение вазелина
на основание
кюветы.

Основание кюветы смазывается вазелиновым маслом, чтобы гипс не прилипал к кювете. Следите за тем, чтобы масло не попадало в отверстие для литника.

Разведите супергипс в пропорциях, рекомендуемых производителем, и загипсуйте модель в нижнюю половину кюветы. Платформа нижней половины кюветы шире, чем платформа верхней половины, и имеет отверстия с резьбой под болты.

Закройте гипсом поднутрения, образованные моделью.

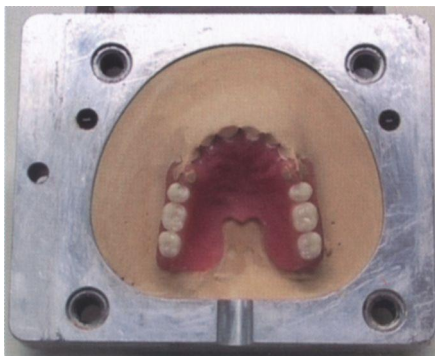


Рис. 36.
Загипсованная модель
в нижней половине кюветы.

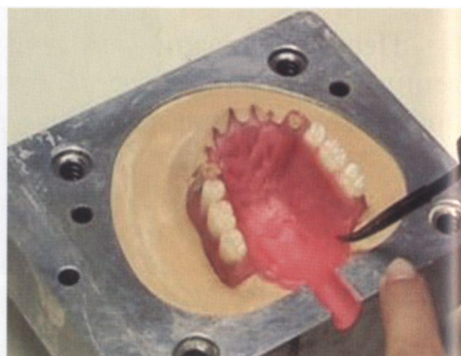


Рис. 37.
Формирование литниковой
системы из воска.

В гипсе делается место для прохождения основного литника (Рис. 37).

Перед заливкой верхней половины кюветы необходимо сформировать из воска литниковую систему. Следите за тем, чтобы литниковое отверстие было полностью заполнено воском, а поверхность гипса должна быть гладкой и без поднутрений.

Рис. 38.
Заполнение
литникового
отверстия воском.

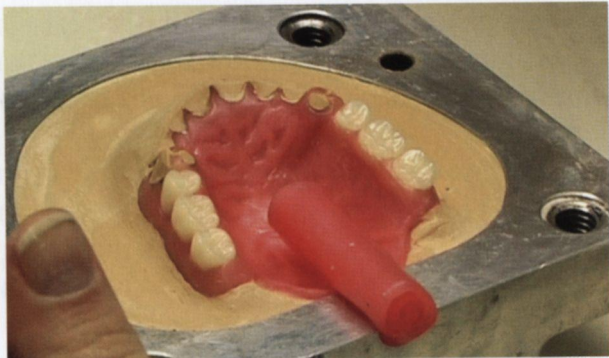


Рис. 39.
Подготовка второй половины кюветы.



Рис. 40.
Вкручивание болтов по диагонали.

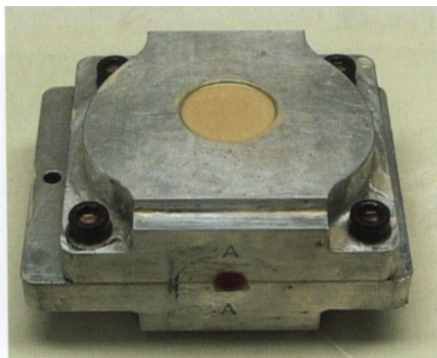


Рис. 41.
Верхняя половина кюветы залита
61 супергипсом.

Вторая половина кюветы также смазывается вазелином.

Соедините обе половины кюветы и закрепите при **ПОМОЩИ** четырех болтов. Болты вворачиваются по диагоналям для исключения возможных перекосов.

Через верхнее входное отверстие заливается супергипс.

После застывания гипса выверните два болта по диагонали, а оставшиеся два болта выверните на два оборота каждый и поместите кювету в кипящую воду на 7 минут. После прогрева кюветы выверните два оставшихся болта и раскройте кювету. Вывойте остатки воска горячей водой, удалите гипс, который может отломиться. Проверьте, все ли зубы находятся на месте и обработайте поверхность формы и контрформы разделительным лаком. Следите, чтобы лак не попал на поверхность акриловых зубов.

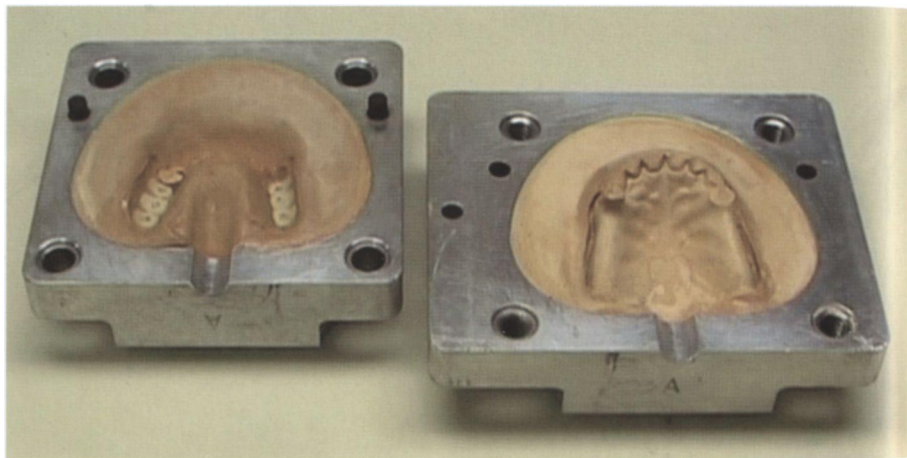


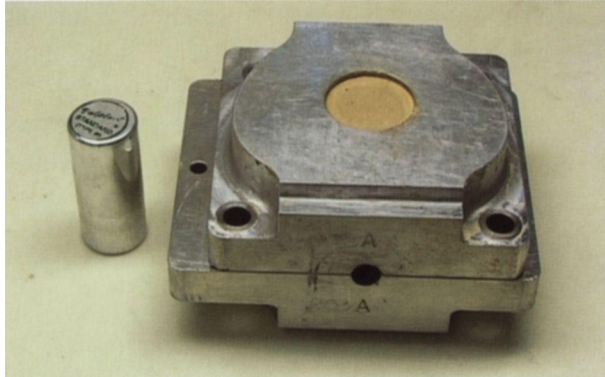
Рис. 42.

Кювета после выпаривания воска.

После высыхания разделительного лака соедините кювету и закрутите все болты.

Подготавливаем термопласт к работе. Перед тем как поместить картридж в нагреватель **инжекционной** установки, его следует выдержать в течении **20—30** минут в термостате при температуре **36—37** градусов Цельсия. Это необходимо для удаления влаги из термопласта. При нагревании полиамидов выше 80 градусов Цельсия происходит его окисление, поэтому температурный режим необходимо строго соблюдать. Если изготавливаемый протез небольших размеров, используйте малень-

Рис. 43.
Алюминиевый
картридж и ювета
подготовлены
к инъекции.



кий картридж (15 грамм). Если конструкция большая, то используется большой картридж (25 грамм).

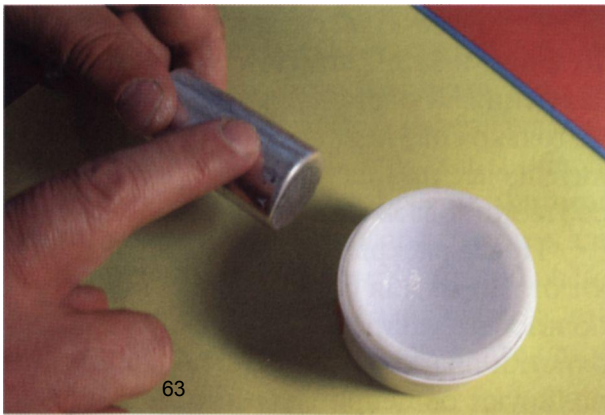
Включите нагревательный элемент инъекционной машины и прогрейте его до необходимой температуры в зависимости от выбранного типа нейлона. Температурный режим для всех **ВИДОВ** термопластов указан в таблице № 6.

Так как данная работа выполнена из Valplast-1 10, все параметры работы указаны для этого вида нейлона.

На картридж наносится тонкий слой силикона для **ИСКЛЮ**чения возможности заклинивания в манжете нагревателя инъекционного прессы. Нужно следить за тем, чтобы смазка не попадала на отверстие, где термопласт выдавливается из картриджа, поскольку это приведет к загрязнению материала.

Картридж помещается в инъекционную машину завальцованной частью наружу, так как в этом месте слой алюминия истончен и во время инъекции он рвется и термопласт под давлением попадает в ювету.

Рис. 44.
Смазка картриджа
вазелином.



После прогрева картриджа вставьте подготовленную КЮВЕТУ в **ИНЖЕКЦИОННУЮ** машину.

Таблица 6.

**Литьевые параметры
стоматологических материалов из нейлона**

Название термопласта	Температура разогрева термопласта (°C)	Время разогрева термопласта (мин.)	Температура кюветы (°C)	Инжекционное давление (бар.)	Время охлаждения: под давлением (мин.)
Valplast-110	215	11	Комн.	7	3
Flexite Plus	220	20	120	10	20
Flexite supprime	240	30	130	10	20
Flexi-Nylon	220	20	120	7–10	20
Flexi-J	260	12	150	5-6	20

Примечание. При unplanned увеличении температуры разогрева термопласта необходимо сократить время разогрева для избежания разложения материала.

Создайте давление в главном цилиндре инъекционной машины. Давление в системе создается при помощи сжатого воздуха или газа (азота). При работе с нейлоном необходимо помнить, чем выше давление, тем качество протеза лучше. Остывание термопласта в кювете происходит под давлением в течение 3 минут. Эта процедура необходима для того, чтобы материал потерял текучесть. После этого выключите давление — процесс инъекции завершен. Удалите кювету из инъекционной машины. Удалите отработанный картридж из нагревательного элемента, нажав еще раз кнопку пуска давления.

Оставьте кювету при комнатной температуре в течение 10 минут и затем поместите ее в холодную воду до полного охлаждения. Кювета должна остыть до комнатной температуры не только снаружи, но и внутри. Если вы откроете кювету и удалите из нее протез теплым, он даст линейную усадку и не будет соответствовать **мастер-модели**.

После раскрытия кюветы и извлечения протеза его очищают от гипса. Для более аккуратной очистки протеза можно использовать ультразвуковую ванну с добавлением жидкости для очистки пластмассы от гипса. После этого его обрабатывают и полируют общепринятыми методами.

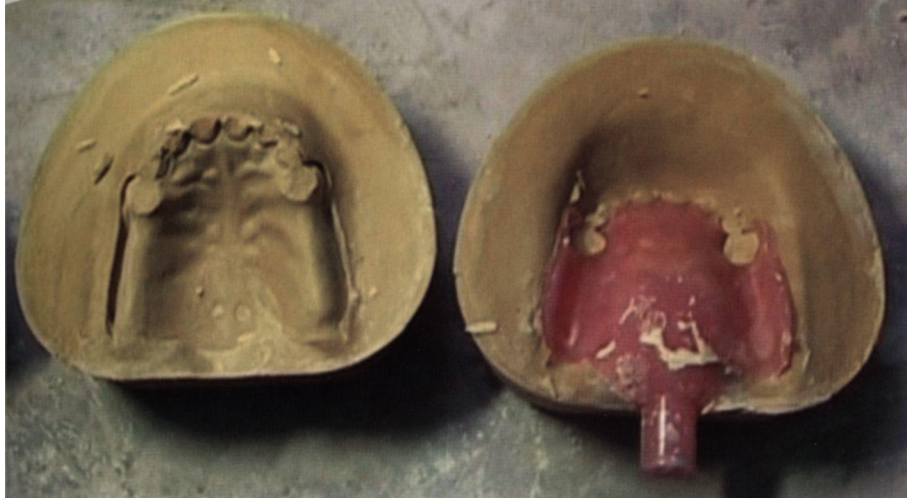


Рис. 45.
Раскрытая кювета с протезом.

Обработка протеза и коррекция его в клинике проводится фрезой с крупными насечками. Заусенцы и тянущиеся нити легко обрезаются скальпелем. Поверхность базиса **обрабатывается** стоматологическими резинками и полируется сначала щёткой для акрила с порошком пемзы, затем хлопчатобумажным кругом со специальной пастой для придания блеска нейлону. Все процедуры по полированию нейлона выполняются на рекомендованной скорости вращения 1 500 об./мин.

Процесс обработки и полирования нейлонового протеза сложнее чем акрилового. В настоящее время фирма-производитель «Рус-Атлант» выпускает новый вид алмазного инструмента «МонАлиТ». Он изготовлен по принципиально новой технологии и используется в обработке эластичных зубных протезов. Поверхность после обработки таким инструментом становится ровной с легким блеском. Обработка материала происходит очень мягко, легко контролируется снимаемый **слой**, что трудно достигается при работе обычной фрезой. Фирмой Разработаны и изготовлены новые формы алмазных головок для **обработки** нейлона. Используя эти инструменты, можно очень аккуратно, быстро и эффективно обработать базис протеза, что **соответственно требует** меньше времени для окончательной обработки.

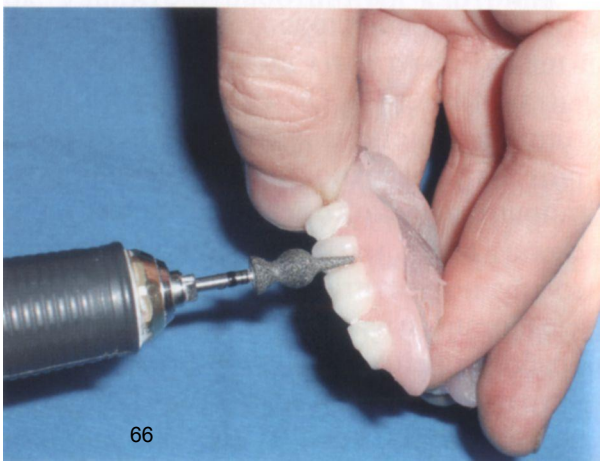
Рис. 46.
Набор инструментов
для обработки
эластичных зубных
протезов.



Рис. 47.
Обработка базиса
нейлонового протеза
алмазной головкой
чашеобразной
формы.



Рис. 48.
Обработка
зубодесневой
бороздки
нейлонового
протеза алмазной
головкой «шарик
с пикой».



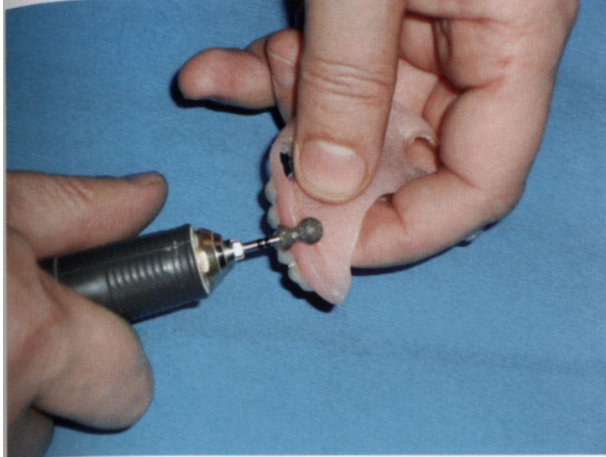


Рис. 49.
Обработка края
нейлонового протеза
алмазной головкой
«шарик».

После обработки алмазными головками протез обрабатывается наждачной бумагой на тканевой основе размером зерна 800–900 на 4–5 тыс. об/мин, и щеткой с натуральной щетиной без нажима на скорости не выше 3 000 об/мин. Край базиса и межзубные промежутки обрабатываются силиконовыми полирами. Полирование проводится хлопчатобумажными щетками со скоростью 2 800 об/мин с пастой для окончательного полирования.

4.1.1. Припасовка и наложение съемного протеза в полости рта

Перед припасовкой протеза его рекомендуется погрузить в очень горячую воду на одну минуту, затем слегка охладить чтобы не вызвать ожога слизистой оболочки полости рта. Нагревание протеза в горячей воде облегчает введение и наложение протеза в полости рта, ускоряет процесс адаптации к протезу.

Если зубодесневой кламмер оказывает давление на ткани слизистой оболочки полости рта, его рекомендуется немного ослабить, для этого нужно часть протеза с кламмером поместить в горячую воду на одну минуту и затем слегка отогнуть кламмер. При недостаточной фиксации протеза таким же образом можно усилить давление кламмера.

Коррекцию границы базиса протеза лучше проводить фрезой для пластмассы с крупными насечками или алмазными головками торнадо «МонАлиТ» на небольших оборотах прерывисто, чтобы материал не плавился. После этого края протеза обработать полировочными резинками.

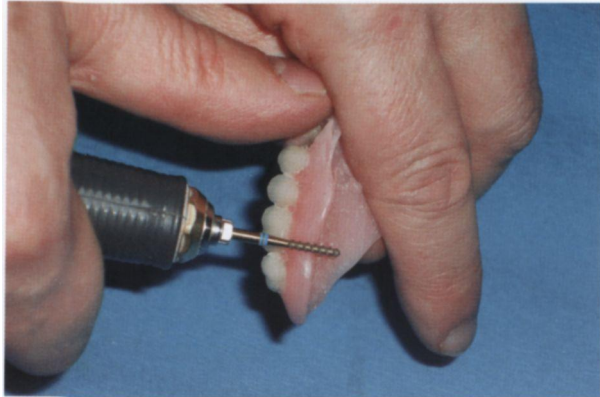


Рис. 50.
Использование
алмазной головки
«торнадо» для
коррекции базиса
нейлонового
протеза.

Более объемную коррекцию базиса протеза лучше делать острым скальпелем.

4.1.2. Советы пациентам

Нейлоновые протезы, как и собственные зубы, требуют от пациента постоянного соблюдения правил гигиены. Чтобы ваш протез из нейлона не терял свой «эстетический вид», необходимо выполнять следующие правила.

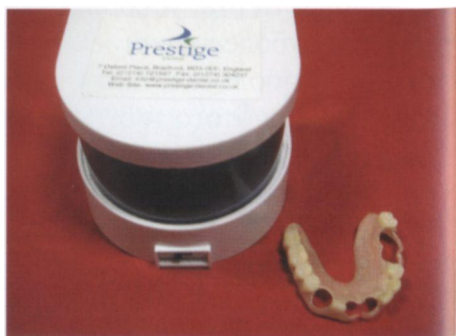
1. Съёмные протезы из нейлона запрещается чистить любыми видами щёток, рекомендуется только тщательно промывать водой, температура которой не должна превышать 40 градусов.

2. Если есть возможность, после приема пищи протез необходимо промыть водой, чтобы удалить любые остатки пищи.

3. Загрязнения на протезе могут быть удалены при помощи ультразвукового очистителя.

4. Очистка зубного протеза будет более эффективна при использовании чистящих средств, таких как **Flexi-Nylon Clean** или **Val-Clean**, которые позволяют быстро и эффективно удалять приобретенные в процессе эксплуатации загрязнения и запах съёмных протезов.

5. Протезы из Valplast и Flexite рекомендуется хранить в воде, а протезы из Flexi-Nylon в сухом месте.



ультразвуковой очиститель зубных
протезов.

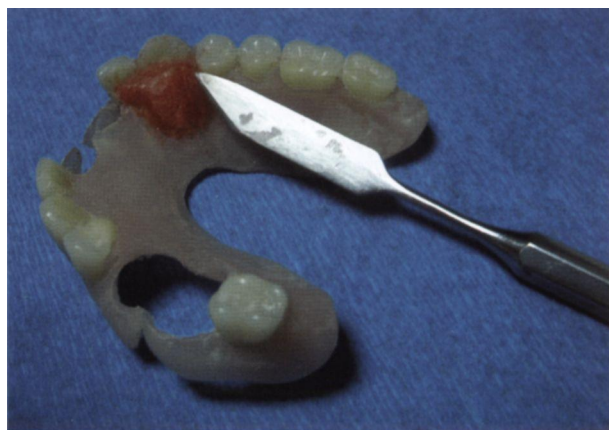
4.1.3. **Починка и изменения в конструкции нейлоновых протезов**

При необходимости возможна коррекция конструкции нейлонового протеза, например, в случае удаления одного или нескольких зубов. Для этого необходимо снять оттиск, отлить модель, установить нейлоновый протез на модель. Базис протеза, прилегающий к отсутствующему зубу, истончается, на нем делают ретенционные пункты и создается шероховатость. При помощи воска на месте удаленного зуба устанавливается искусственный с подготовленными ретенционными отверстиями.



Рис. 52.
Подготовка
к изменению
в конструкции
нейлонового протеза.

Рис. 53.
Коррекция
конструкции
протеза
воском.



Подготовленная таким образом конструкция помещается в одну половину кюветы и весь протез заливается гипсом. Лит-
ник подводится к отмоделированной из воска части протеза. Кювета собирается и вторая половина ее заливается гипсом.

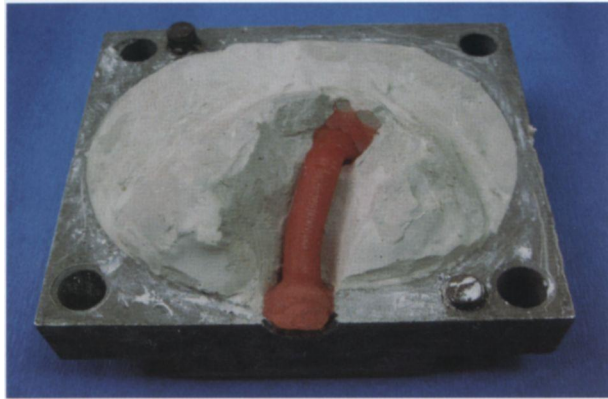


Рис 54.
Формирование
литника.

После застывания гипса воск выпаривается, кювета раскрывается.

Место, которое было смоделировано воском, обрабатывается фюзом (мономер нейлона) для ремонта нейлона, кювета соединяется и скручивается.

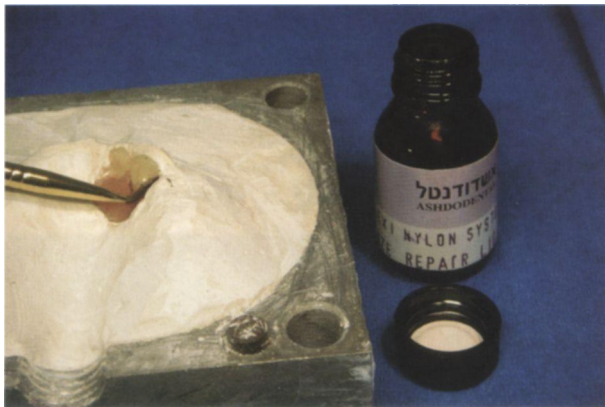


Рис. 55.
Обработка
восстанавливаемого
участка фюзом.

По описанной выше технологии проводится **инъекция** материала. Протез извлекается из кюветы, полируется и отдается в клинику для припасовки и наложения в полости рта.

Перебазировка и изменения в конструкции нейлоновых протезов проводятся лабораторным способом по указанию врача.

4.2. Особенности изготовления ортопедических конструкций из полиоксиметилена

Физико-химические свойства стоматологических материалов на основе полиоксиметилена позволяют нам изготавливать различные виды ортопедических⁷⁰ конструкций, причем все **они**

имеют свои особенности в технологии изготовления. Поэтому **в** этом разделе подробно описаны технологические процессы **для** каждого вида конструкций.

Так как наш опыт работы в большей своей части приходится на Dental D, то технологии изготовления ортопедических конструкций из полиоксиметилена будут описаны по этому **материалу**.

4.2.1. Технология изготовления кламмеров бюгельного протеза

Врач. При изготовлении кламмеров в работе врача наиболее ответственным этапом является подбор цвета кламмера. При этом необходимо помнить, если оттенок будет подобран более светлым, чем пришеечная часть зуба, то кламмер будет наиболее заметен.

Для того чтобы правильно определить цвет пришеечной части зуба, на который будет изготавливаться кламмер, сначала, не вынимая образцы из расцветки примерно определяем 2—3 оттенка, которые нам более подходят.



Рис. 56.
Предварительный
подбор цвета зуба.

Затем предварительно подобранные образцы расцветок по очереди подносим к поверхности зуба. Выбираем тот оттенок, **который** наиболее подходит рис. 56. Переворачиваем образец и **противоположную** его часть в виде усиков подносим к пришеечной части зуба для окончательного выбора цвета кламмера. Сразу определяем его оптимальную толщину.

Если пришеечная область зуба частично оголена в силу **различных** причин, то кламмер можно изготовить из десневых **оттенков** Dental D, это 501, 502, 503 цвета. Кламмер, изготовленный

Рис 57.
Окончательный
подбор цвета
кламмера.

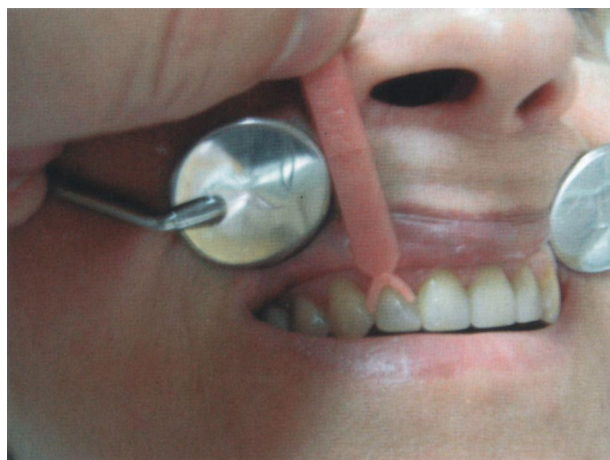


Рис. 58.
Подбор кламмера
под цвет десны.

из розовых оттенков, закрывает оголение пришеечной части зуба и визуально укорачивает высоту его коронковой части, что выглядит более эстетично.

Снятие оттисков проводится по правилам, описанным в разделе «нейлон».

Зубной техник. Мастер-модель отливается супергипсом не ниже 4 класса в точном соответствии с инструкцией (взвешивание супергипса и дозирование **ВОДЫ**).

После подготовки и исследования мастер-модели **рекомен-**дуется ее дублирование. Эта копия нам понадобится для припасовки готовой конструкции. На мастер-модели воском заливаются поднутрения, иначе во время припасовки и наложения протеза в полости рта врач будет вынужден истончить кламмер, что может повлечь его поломку. На альвеолярный гребень наносится воск толщиной **0,5 мм**⁷²



Рис. 59.
Модель с воском
на альвеолярном
ребре.

При помощи силиконовой дублирующей массы ГОТОВИМ рабочую модель, на которой будет отлит эстетический кламмер бюгельного протеза, а на модели отдублированной ранее будет изготовлен пластмассовый базис с искусственными зубами.

Припасуйте отлитый каркас бюгельного протеза на мастер-модели.



Рис. 60.
Припасовка каркаса бюгельного
протеза на мастер-модели.



Рис. 61.
Истончение металла в месте
соединения с термопластом.

Для того чтобы соединение термопласта с каркасом бюгельного протеза было прочное, в месте наложения металлического каркаса с термопластом необходимо снять тонкий слой металла.

Установите подготовленный каркас протеза на рабочей модели.

Отмоделируйте кламмеры таким образом, чтобы воск частично покрывал седло будущего протеза. Кламмер из полиок-

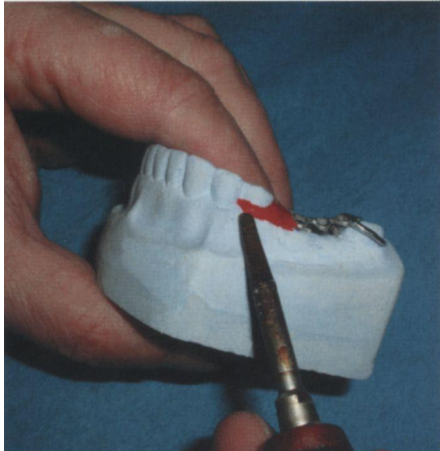


Рис. 62.
Моделирование кламмера
воском.

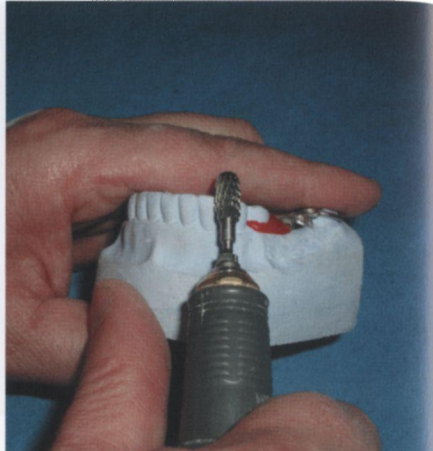


Рис. 63.
Удаление зубов на модели.

симетилена должен быть немного толще, чем **металлический**. Чтобы гарантировать достаточную жесткость, толщина **КЛАМ-**мера в центре должна составлять 2,5 мм, а край должен быть не тоньше 1,5 мм.

При помощи фрезы для гипса удалите **неиспользуемые** зубы, которые могут служить ретенционными пунктами при гипсовании модели в кювету.

Если используемые под кламмеры зубы могут создать проблемы при гипсовании, они также могут быть частично удалены, только при этом нельзя затрагивать восковую композицию.

При работе с материалом Dental D необходимы разъемные гипсовые пресс-формы. Для получения такой пресс-формы используется специальная разборная кювета «QuatroTi», состоящая из двух частей. На боковой поверхности кюветы имеется отверстие для основного литника.

Для приготовления пресс-формы выкрутите все **болты** из кюветы, разъедините ее. Возьмите одну половину кюветы, на которой имеется резьба для завинчивания болтов. Смажьте ее внутреннюю поверхность тонким слоем вазелинового масла. Вазелин не должен попасть в литниковое отверстие.

Подготовленную половину кюветы заполните гипсом. Так как рабочее давление для литья полиоксиметилена составляет 4–7 бар, то для заливки кювет можно использовать **обычный** гипс. Погрузите модель вместе с каркасом бюгельного протеза

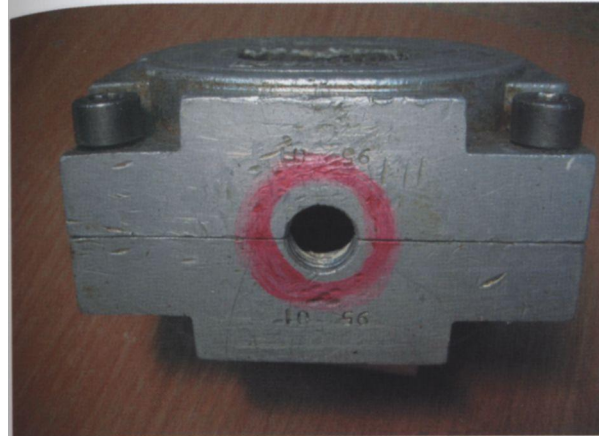


Рис. 64.
Кювета с отверстием
для основного
литника.



Рис. 65.
Обработка
внутренней
поверхности кюветы
вазелином.

в кювету таким образом, чтобы часть моделировочного воска оставалась не закрытой гипсом. Поверхность гипса должна быть гладкой без поднутрений. Если между гипсом и моделью образовались поднутрения, это может привести к поломке рабочей модели во время раскрытия кюветы.

Затем воском диаметром 3 мм от моделируйте литниковую **систему**. Можно использовать воск диаметром 5 мм, но при этом будет больше расход термопласта.

Литниковое отверстие в кювете полностью заполняется **ВОСКОМ**.

Смажьте поверхность гипса вазелиновым маслом или **изо-**ляционным лаком для того, чтобы вторая часть кюветы не при-
липла к застывшему гипсу.

Рис. 66.
Загипсовка модели
в кювету

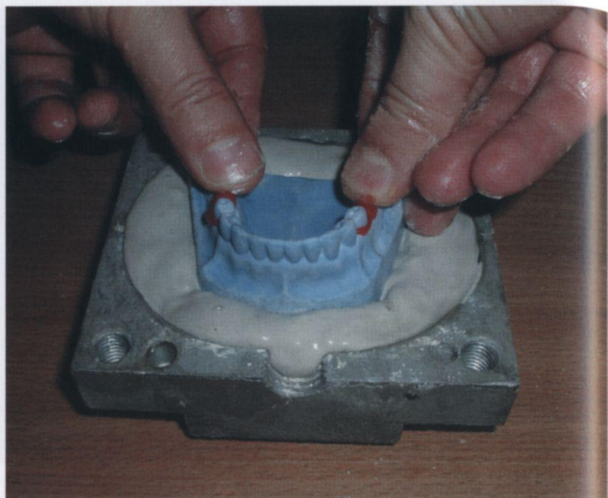


Рис. 67.
Моделирование
литниковой системы.

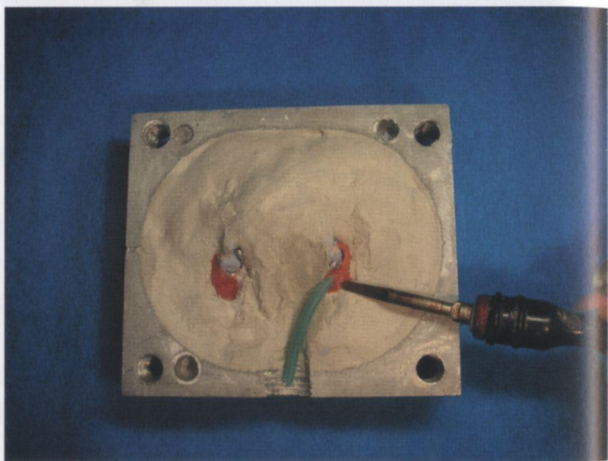


Рис. 68.
Моделирование
главного литника.

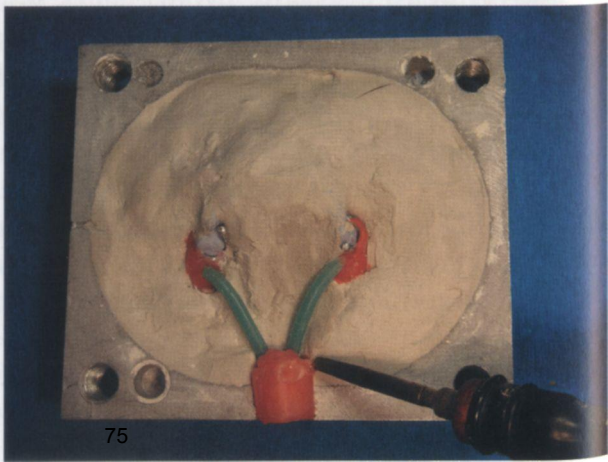




Рис. 69.
Обработка
поверхности гипса
вазелиновым
маслом.

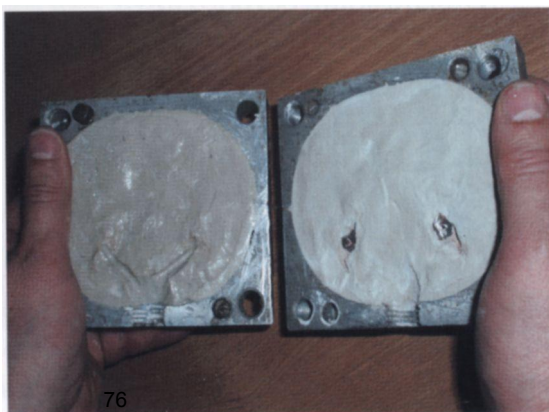
Соберите кювету, закрутите **соединительные болты**. Через отверстие во второй части кюветы заполните кювету гипсом на вибростолике.



Рис. 70.
Заливка кюветы
гипсом.

Рис 71.
Кювета после
выпаривания воска.

Когда гипс полностью затвердеет, поставьте кювету в кипящую **воду** на 30 минут, после **чего** раскройте кювету и остатки воска смойте **горячей** водой. Убедитесь, что **литниковые ходы** и подготовленная **для** литья форма **кламера** **свободны** от воска.



Закройте кювету и закрутите болты. Возьмите **алюминие-**вый картридж, вложите в него нужное количество таблеток Dental D и закройте его. Минимальное количество таблеток в картридже 4, максимальное — **11**. В картридже должно **оста-**ваться свободное пространство, так как при нагревании **мате-**риал расширяется. Если места будет не достаточно, то картридж может открыться и расплавленный материал вытечет наружу еще до инъекции.

Закройте картридж крышкой таким образом, чтобы кромка на крышке была **снаружи**, при этом на торце картриджа создается углубление. Запрессуйте картридж при помощи специального степлера.



При помощи острого инструмента на алюминиевой крышке аккуратно сделайте тонкие насечки в виде звездочки. Проверьте, чтобы целостность крышки не была нарушена, иначе материал будет вытекать наружу. Насечки необходимы **для того** чтобы во время инъекции картридж прорвался именно в этом месте.



Рис. 72.
Картридж заполнен
материалом.

Рис. 73.
Запрессовка
картриджа.



Рис. 74.
Нанесение насечек на крышке
картриджа.

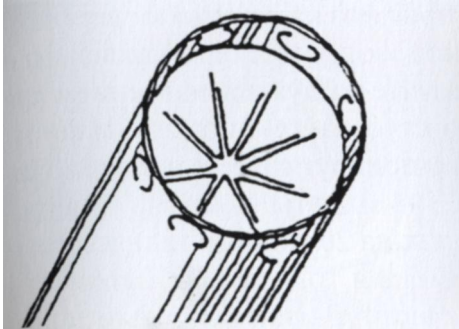


Рис. 75.
Схематическое изображение
насечек.



Рис. 76.
Алюминиевый картридж
смазывается вазелином.

Смажьте весь картридж вазелином, чтобы он не прилип к поверхности инъекционного нагревателя. Эта процедура является обязательной, если ее не сделать, могут возникнуть проблемы с удалением из инъекционной машины отработанного картриджа.

Включите нагреватель инъекционной машины и установите температуру нагревателя на 220 °С.

Когда температура достигнет 220 °С, вставьте картридж для подогрева в гнездо инъекционной машины на 20 минут. Увеличение времени нагрева материала недопустимо, так как это приведет к распаду высокомолекулярных веществ на низкомолекулярные. При этом так не нарушаются физико-химические свойства полиоксиметилена.

Поместите кювету в термощкаф и прогрейте ее при температуре 150 °С градусов в течение 20 минут. При отсутствии термощкафа кювету можно подогреть в кипящей воде в течении 20 минут.



Рис. 77.
Световое табло инъекционной
машины с установленной
температурой.

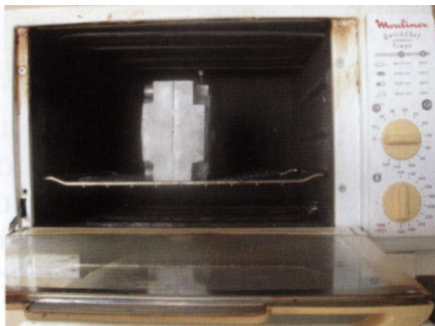


Рис. 78.
Прогрев кюветы в термощкафу.

К моменту окончательного прогрева картриджа кювета также должна быть прогрета. Выньте кювету из термошкафа или ванны с кипящей водой, используйте воздух под давлением для очистки отверстий. Вставьте кювету в инъекционную машину отверстием к картриджу и крепко прикрутите ее к машине. Подайте давление 6—7 бар и через 3—4 минуты выключите нагреватель на машине. Оставьте все так на 20 минут или пока материал не остынет. Это необходимо для того, чтобы материал в литнике застыл под давлением. Через 20 минут сбросьте давление, открутите затяжной винт, чтобы освободить кювету из инъекционной машины. Подайте давление, чтобы выдавить картридж и освободить кювету.

Охладите кювету на воздухе в течение 20 минут, а затем поместите в холодную воду до полного охлаждения. Охлаждение кюветы должно произойти полностью и внутри кюветы. Если работа удалена из кюветы при более высокой температуре произойдет линейная усадка материала.

Данные параметры описаны для литья Dental D. Параметры для других видов материалов на основе полиоксиметилена указаны в таблице.

Таблица 7.

**Литьевые параметры
стоматологических материалов из полиоксиметилена**

Название термопласта	Температура разогрева термопласта (°C)	Время разогрева термопласта (мин.)	Температура кюветы (°C)	Инжекционное давление (бар.)	Время охлаждения под давлени. (мин.)
Dental D	220	20	130	6	20
T.S.M. Acetal Dental	220	20	130	4-6	20
Aceplast	190	20	130	6	20

После инъекции и охлаждения кюветы раскручиваем болты и раскрываем кювету. Гипсовая форма удаляется из кюветы.

Раскрытие гипсовой формы следует проводить **осторожно**, чтобы не повредить отлитую конструкцию.

Отделите каркас бюгельного протеза вместе с литниками от гипса.

Срежьте литники фрезой 791 при помощи бормашины.

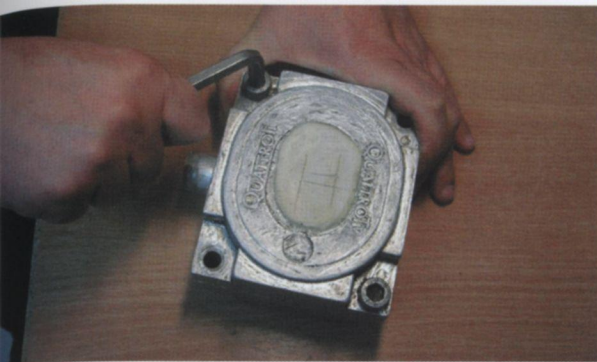


Рис. 79.
Раскрытие кюветы.



Рис. 80. Извлечение гипсовой формы из кюветы.

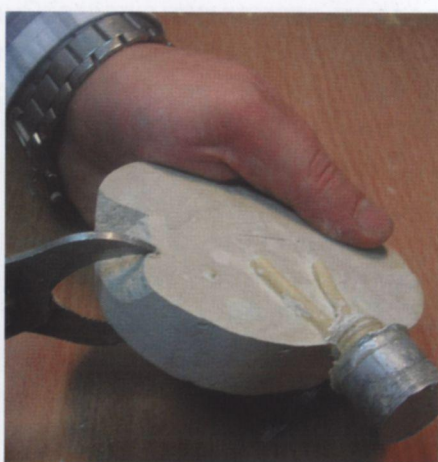
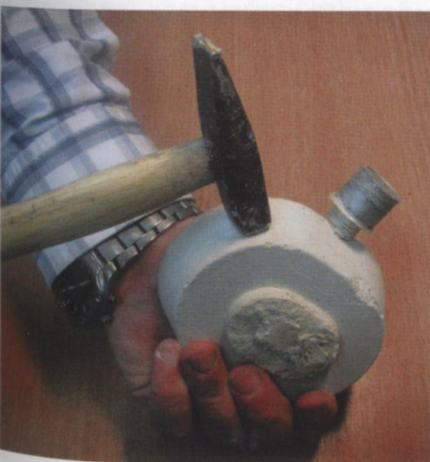


Рис. 81. Раскрытие гипсовой формы.



Рис. 82.
Каркас бюгельного протеза
с литником.



Рис. 83.
Отделение литника от каркаса
протеза.

Обработайте и отполируйте эластические кламмеры, используя традиционные и специальные инструменты. При полировке изделий из термопластических материалов запрещается использовать полирующие пасты с высокой степенью абразивности, так как они оставляют глубокие царапины. Рекомендуется использовать высокотехнологичные хлопчатобумажные щетки диаметром 20 мм для ручных зуботехнических наконечников на скорости 20–40 тыс. оборотов в минуту. Полирование проводится прерывисто с 5–10 секундными интервалами при легком давлении, исключая перегревание материала. Затем используются щетки диаметром 80 мм на скорости 2 800 оборотов в минуту. Протез очищается неабразивными материалами и промывается водой. Не используйте ультразвуковое оборудование и кислоты, которые могут модифицировать термопласт.

Припасуйте каркас бюгельного протеза с отлитыми кламмерами на второй рабочей модели, которая была отдублирована с мастер-модели без залитых поднутрений и нанесенного воска на альвеолярный гребень. **Предварительно** нанесите воск на альвеолярный гребень.

Далее по стандартной методике изготавливается бюгельный протез. После обработки, шлифования и полирования протез припасовывается на мастер модели и отдается врачу для установки в полости рта.



Рис. 84.
Предварительная обработка
кламмеров из Dental D.

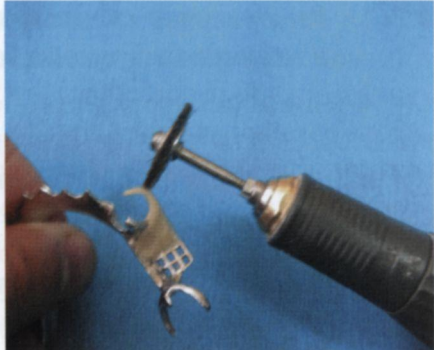


Рис. 85.
Обработка кламмеров из Dental D
щеткой.



Рис. 86.
Обработка кламмеров резинкой.



Рис. 87.
Обработка кламмеров
полировочной пастой.

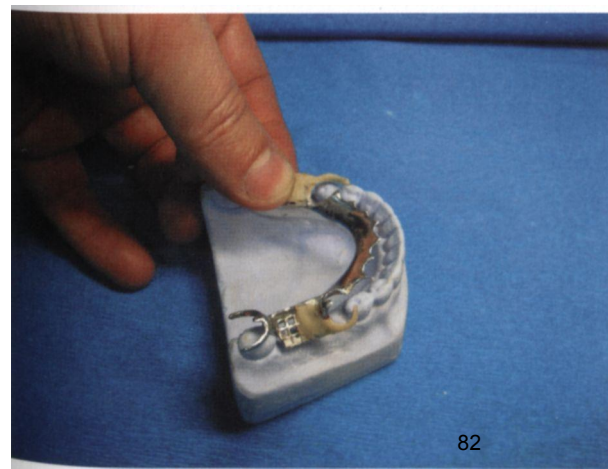


Рис. 88.
Припасовка каркаса
бюгельного протеза
на модели.

4.2.2. Изготовление съемных мостовидных протезов и несъемных временных мостовидных протезов

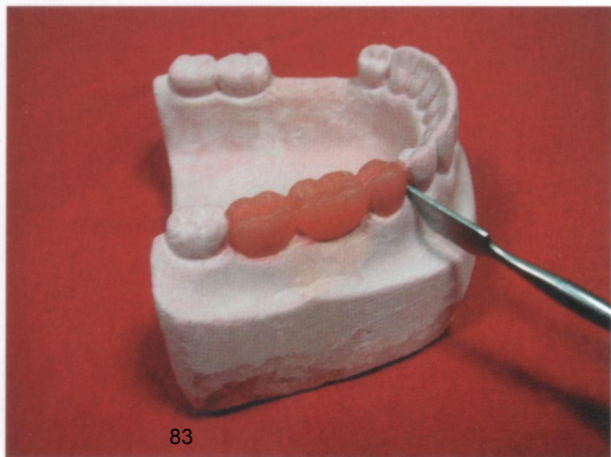
Физико-химические свойства полиоксиметилена позволяют изготавливать из него временные мостовидные протезы и небольшие постоянные съемные мостовидные протезы. Рассмотрим этапы изготовления этих конструкций при двухсторонней частичной адентии у одного пациента.

Врач. Препарирование зубов для изготовления временного мостовидного протеза из полиоксиметилена проводится по стандартной методике подготовки опорных зубов для протезирования пластмассовыми коронками. Для изготовления съемного мостовидного протеза предварительной подготовки зубов не требуется. Снимите оттиски и подберите цвет конструкции.



Рис. 89.
Мастер-модель
подготовленная
для двух видов
протезирования.

Рис. 90.
Моделирование
несъемного
мостовидного
протеза.



Зубной техник. После исследования мастер-модели в параллелометре, блокировки поднутрений опорных зубов съемного мостовидного протеза и проверки параллельности обработанных под коронки зубов техник проводит дублирование мастер-модели. На рабочей модели воском моделируются коронки и промежуточная часть несъемного мостовидного протеза, как при изготовлении пластмассовых коронок из акриловых материалов.

Другой дефект зубного ряда восстановлен съемным мостовидным протезом. Отсутствующие зубы, кламмеры и ОККЛЮЗИОННЫЕ накладки там, где имеются для этого условия, моделируются из воска. В отличие от металлических кламмеров, располагающихся согласно положения межевой линии, кламмеры из полиоксиметилена, благодаря эластичности, легко проходят анатомический экватор зуба и располагаются у шейки.

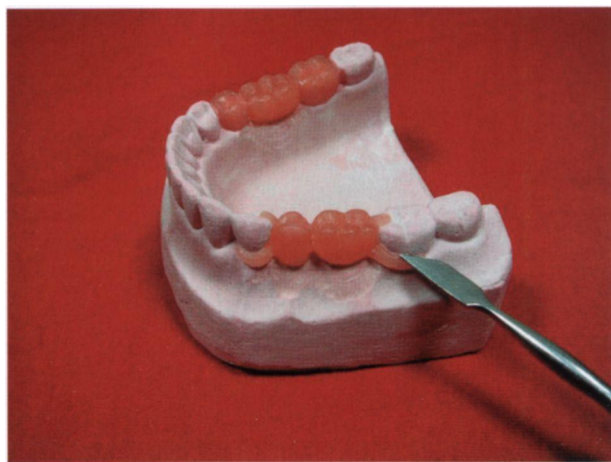


Рис. 91.
Моделирование
съемного
мостовидного
протеза.

Подготовленную таким образом **МОДЕЛЬ** с отмоделированными конструкциями загипсовываем в кювету. Моделируем литниковую систему. При работе с полиоксиметиленом можно использовать два типа литниковых систем на усмотрение техника. При первом типе литниковая система изготавливается только с основными литниками, на которых делается усадочное депо. В этом случае возникает риск, что тонкие части кламмера и отдаленные от основного литника части конструкции могут не пролиться.

При втором типе литниковой системы все отливаемые конструкции находятся в нижней части кюветы и от них отходят только литники, выполненные 3-х миллиметровой **ВОСКОВОЙ** проволокой.

Рис. 92.
Литниковая
система
с усадочным
депо.

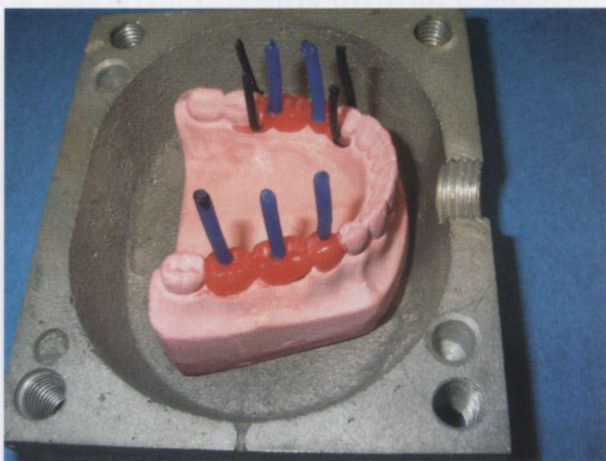
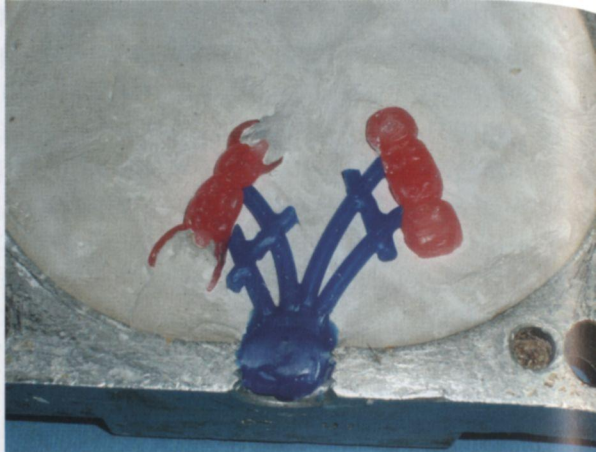


Рис. 93.
Нижняя половина
кюветы с литниковой
системой.

Рис. 94.
Основной литник.

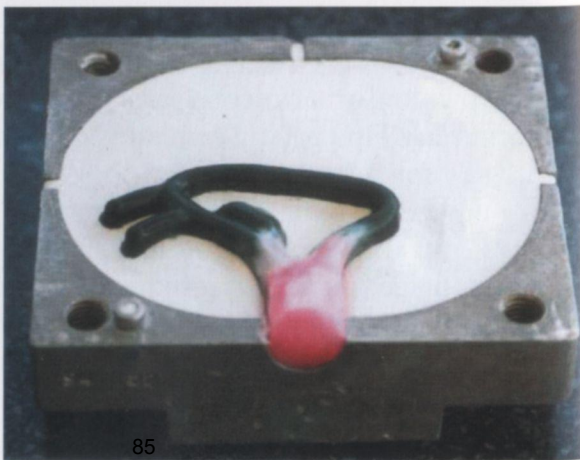




Рис. 95.
Предварительная обработка
мостовидного протеза.



Рис. 96.
Окончательная обработка
мостовидного протеза.



Рис. 97.
Припасовка съемного
мостовидного протеза
на мастер-модели.

*

Заливаем кювету гипсом, на поверхности которого моделируем литник 5-ти миллиметровой восковой проволокой.

Все последующие этапы по выпариванию воска и отливки конструкций аналогичны описанным ранее.

Литниковая система отрезается при помощи дисков. Полученные конструкции обрабатываются и полируются с учетом требований обработки полиоксиметилена.

Изготовленная конструкция припасовывается на мастер-модели.

Готовые конструкции передаются врачу для установки в полости рта.

4.2.3. Изготовление частичного съемного протеза с акриловыми зубами

Врач. Работа врача заключается в тщательном выполнении всех клинических этапов съемного протезирования. Проводим подбор оттенка полиоксиметилена из которого будет **изготовлен** базис протеза и подбор цвета, фасона и размера **искусственных** зубов. Определяем конструкцию съемного протеза.

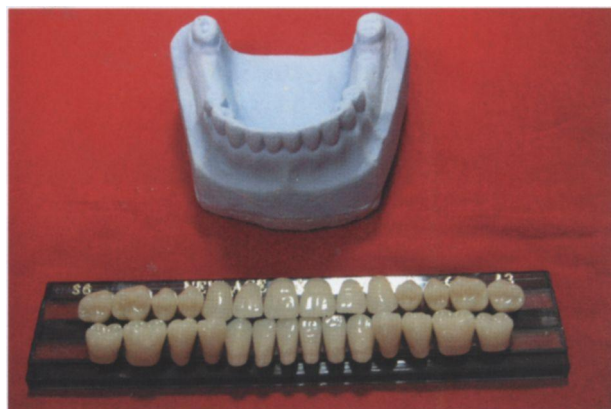


Рис. 98.
Подбор формы
искусственных зубов.

Зубной техник. После исследования мастер-модели в параллелометре, блокировки поднутрений опорных зубов съемного протеза проводим дублирование мастер-модели. Устанавливаем рабочую модель в артикулятор, расчерчиваем каркас и проводим гравировку границ, если это необходимо. Из воска моделируем базис будущего протеза и проводим расстановку зубов. Так как адгезии между полиоксиметиленом и акриловыми зубами не существует, на зубах необходимо создать ретенционные пункты **или** зацепы, чтобы зубы удерживались в протезе. Существует две разновидности ретенционных пунктов. Одна в виде сквозных отверстий, просверленных в основании искусственного зуба (смотрите расстановку зубов при изготовлении нейлоновых протезов), вторая — в виде тонкой бороздки проходящей по краю зуба.

Для улучшения фиксации зубов в материале мы можем применять обе разновидности механической ретенции.

Расстановка зубов проводится согласно правил **ОККЛЮЗИИ**. Необходимо строго следить, чтобы ретенционная бороздка была покрыта воском. Зубы не должны устанавливаться непосредственно на альвеолярном гребне, убедитесь, что есть место **для** слоя термопластического материала.

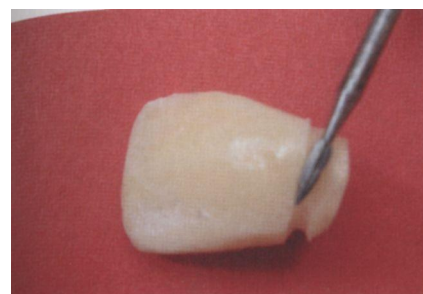


Рис. 99.
Ретенционная бороздка
на центральном зубе.

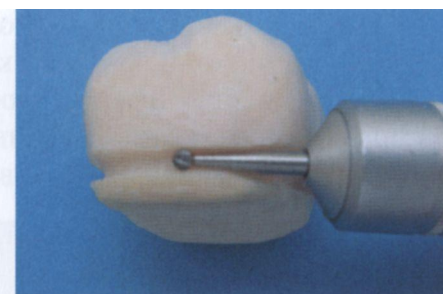


Рис.100.
Ретенционная бороздка
на жевательном зубе.

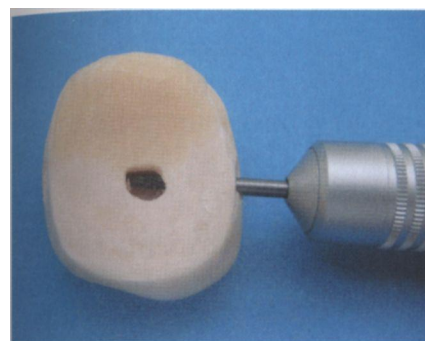


Рис. 101.
Две разновидности
механической ретенции.



Рис. 102.
Покрытие воском ретенционной
бороздки на искусственном зубе.

На опорных зубах в пришеечной области на границе со слизистой оболочкой моделируются кламмеры и окклюзионные накладки согласно прикуса.

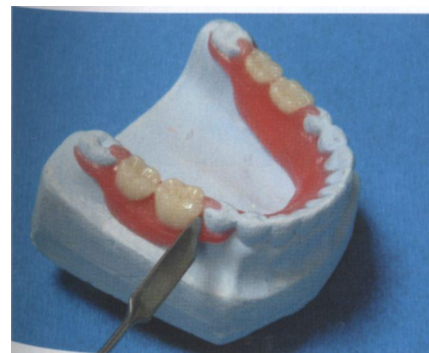


Рис. 103.
Моделирование кламмера.

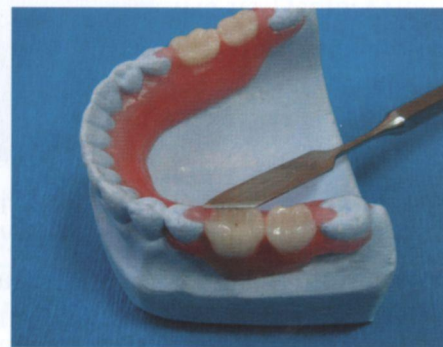


Рис. 104.
Моделирование окклюзионной
накладки.

Готовый восковой базис после расстановки зубов отправляется в клинику для проверки конструкции протеза и правильности определения центрального соотношения челюстей или центральной окклюзии. На данном этапе можно исправить все неточности предыдущих этапов.

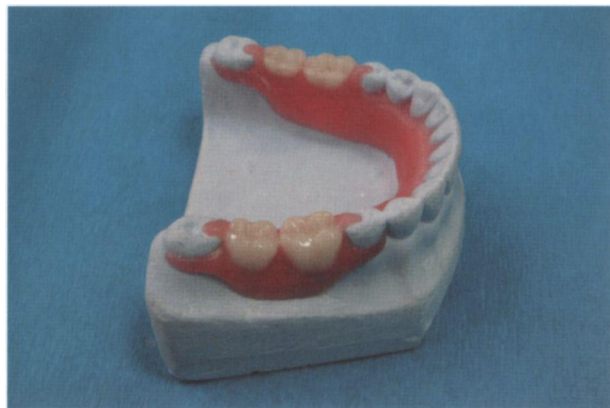


Рис. 105.
Восковой базис
с расставленными
искусственными
зубами.

После возвращения работы в техническую готовим модель к гипсованию в кювету. Искусственные зубы очищаем от воска, восковому базису придаем гляцевую поверхность. Сошлифовываем зубы, которые могут служить ретенционными пунктами.

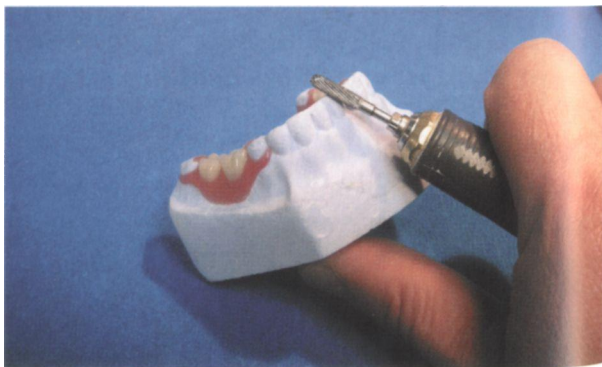


Рис. 106.
Сошлифовывание
зубов.

Гипсуем модель с подготовленной работой в кювету и изготавливаем литниковую систему. При изготовлении данных конструкций применяется три вида литниковых систем:

- общий литник (описан при работе с нейлоном),
- основной проволочный **ЛИТНИК**,
- тонкие проволочные литники к различным деталям конструкции.

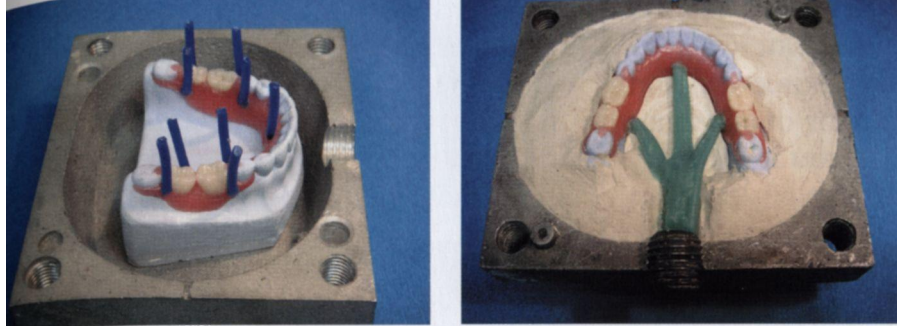


Рис. 107. Типы литниковых систем.

Выбор литниковой системы зависит от того, насколько тонкие детали необходимо изготовить.

Процедуры гипсования, выпаривания воска и проведение инъекции подробно описаны ранее (в разделе 4.1. работа с нейлоном).

Отлитая конструкция извлекается из кюветы, обрезаются литниковые ходы.

После припасовки протеза на мастер-модели, шлифования и полирования работа передается врачу для припасовки и наложения протеза в полости рта.

В данном протезе базис и кламмеры изготовлены из одного розового оттенка Dental D. Такая конструкция предпочтительна, если опорные зубы, на которые изготовлены кламмеры, с высокой коронковой частью и оголением шейки или корня зуба. Если же высота коронковой части зуба небольшая, то данный цвет **Кламмера** может визуально укоротить зуб. В этом случае эстетичнее будут выглядеть кламмеры, изготовленные из Dental D под Цвет зубов, при этом весь каркас будет такого же цвета. Чтобы придать каркасу протеза цвет слизистой оболочки, видимые его **Части** закрашиваются жидкотекучим светоотверждаемым композиционным материалом десневого оттенка.

Послойное нанесение жидкого композита на каркас **протеза** придает ему дополнительную прочность.

Для нанесения светоотверждаемых композиционных материалов на конструкции из полиоксиметилена необходимо **выполнить** следующие требования. Конструкцию или ее отдельный **участок**, который необходимо покрыть композиционным **материалом**, необходимо отпескоструить окисью алюминия

с размером частиц 110 микрон при давлении не более 2 атмосфер. Если применить большее давление, то на обрабатываемой поверхности полиоксиметилена может появиться серый оттенок от окиси алюминия, что отразится на цвете конструкции в целом и его эстетическом виде. Остатки окиси алюминия на полиоксиметиле удаляются сильной струей воздуха.



Рис. 108.
Отпескоструенная
поверхность
полиоксиметилена

Другое важное условие — создание химического соединения между полиоксиметиленом и композиционным материалом. Оно может быть создано силанами «Rocatec» (3M ESPE), «Connector» (Kulzer) или силанами других фирм производителей. Силан — это кремнийорганическое соединение, биполярный связующий агент. Он наносится на отпескоструенную поверхность, которую необходимо покрыть композиционным материалом и выдерживается в течение 5 минут. Силан образует химическую связь с одной стороны с композиционным материалом, а с другой стороны с полиоксиметиленом. Возникает типичное химическое соединение.

Рис. 109.
Химическая связь
образованная
силаном.

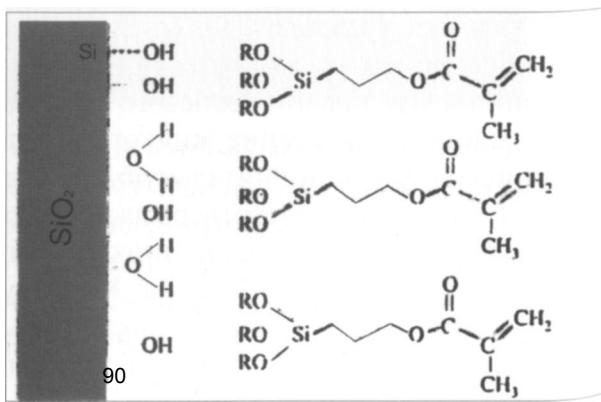




Рис. 110.
Нанесение силана.



Рис. 111.
Нанесение
бондинга.



Рис. 112.
Закрашивание
каркаса композитом
десневого оттенка.

По истечении 5 минут нанесите бондинговую систему согласно инструкции производителя.

После отверждения бондинговой системы послойно нанесите жидкотекучий композиционный материал и отвердите его.

Проводится шлифование и полирование сначала композиционного материала, а после этого всей конструкции.

4.2.4. Изготовление бюгельного протеза с каркасом и кламмерами под цвет зубов из полиоксиметилена и седлом с искусственными зубами из акриловой пластмассы

Полиоксиметилен по своим физико-химическим характеристикам приближается к металлам, поэтому его можно использовать для изготовления каркаса бюгельных протезов.

Врач. Снимаем оттиски и тщательно подбираем цвет материала, из которого будут отлиты кламмеры и каркас бюгельного протеза.

Зубной техник. Для выполнения этой работы на мастер-модель в области седел необходимо нанести воск толщиной 0,5 мм и заблокировать поднутрения, после чего модель дублируется. На отдублированной модели будет отлит каркас бюгельного протеза.

Технология изготовления восковой конструкции каркаса бюгельного протеза из полиоксиметилена такая же, как и металлического, только такие тонкие элементы, как кламмеры и окклюзионные накладки моделируются немного толще.

Согласно описанной ранее технологии восковая конструкция готовится клитью. Технология литья каркаса такая же, как при изготовлении частичных съемных протезов, и описана выше.

После обработки отлитый каркас припасовывается на мастер-модели, из воска моделируются седла бюгельного протеза и расставляются искусственные зубы из акриловой пластмассы.

Ретенционные пункты в этом случае на зубах не делают, так как они будут находиться в акриловом материале с которым у них образуется химическая связь. После проверки конструкции протеза врачом в полости рта и устранения имеющихся недостатков по стандартной технологии изготавливают седла бюгельного протеза. После шлифования и полирования врач припасовывает и накладывает протез в полости рта.

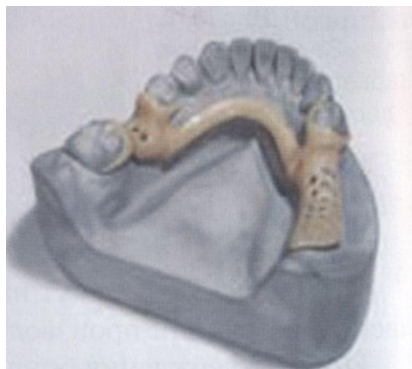


Рис. 113.

Припасовка каркаса

92 на модели.

2.5. Информация, которую должен дать врач пациенту по уходу за протезами из полиоксиметилена

Не чистите протезы абразивными пастами или пастами, предназначенными для очистки акриловых или металлических протезов. Используйте только средства для ротовой гигиены, иначе протез может поменять цвет.

Моются протезы только холодной водой, температура которой ниже 40 градусов.

Необходим тщательный уход за полостью рта.

Протезы могут портиться при бруксизме и при контакте с неправильно стоящими антагонистами.

4.3. Особенности технологии изготовления протезов из полипропилена

Профессором Э.Я. Варесом и В.А. Нагурным в книге «Руководство по изготовлению стоматологических протезов и аппаратов из термопластов медицинской чистоты» разработана и описана технология изготовления протезов из полипропилена ручным инъекционным прессом. В данном разделе мы рассмотрим особенности технологии изготовления протезов при помощи универсальной инъекционной машины.

Технология изготовления протезов из полипропилена в основном повторяет технологию изготовления протезов из нейлона, но имеет некоторые особенности. Полипропилен склонен к образованию усадочных раковин в толще материала, поэтому выдержку его в форме следует осуществлять при более высоком давлении, а в литниковой системе от моделировать усадочное депо.

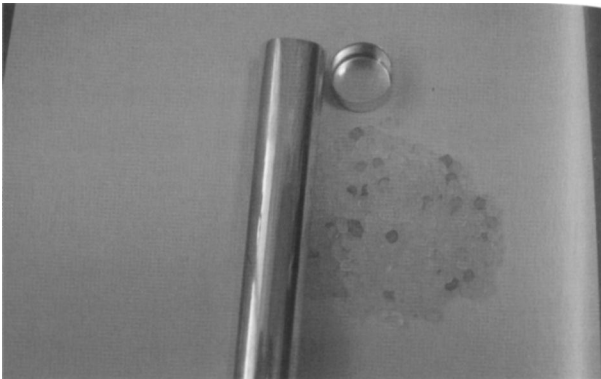
После выпаривания воска и остывания кюветы по описанной выше технологии наносим разделительный лак на гипсовую форму. Необходимо следить за тем, чтобы разделительный лак не попадал на поверхность искусственных зубов. В качестве разделительного лака в своей работе с полипропиленом мы используем лак «Вар-Наг», разработанный тем же авторским коллективом. Основой этого лака является раствор жидкого стекла. Лак способен выдерживать температуру до 500 °С.

Лак наносится кисточкой тонким слоем на поверхность модели и контрштампа и подсушивается в термошкафу при темпе-

ратуре 80–90 °C в течение 20 минут. Через 20 минут наносим вто-
рой слой лака. После этого кювета скручивается при помощи
болтов и помещается в термошкаф для прогрева до необходимой
температуры в зависимости от используемого полипропилена.

Для создания определенного цвета базиса протеза рекомен-
дуется окрашенные в розовый цвет гранулы смешивать с про-
зрачными в необходимых пропорциях. Примерное соотноше-
ние окрашенных гранул к неокрашенным составляет 1:3. Тер-
мопласт перемешивается и засыпается в картридж в зависимости
от используемой машины.

Рис. 114.
Розовый
полипропилен
смешан
с прозрачным.



Температура плавления полипропилена не должна превы-
шать указанную в таблице. Для разогрева термопласта достаточ-
но 20 минут.

Рабочие параметры при работе с полипропиленом представ-
лены в таблице.

Таблица 8

**Литьевые параметры
стоматологических материалов из полипропилена**

Название термопласта	Температура разогрева термопласта (°C)	Время разогрева термопласта (мин.)	Температура кюветы (°C)	Инжекци-онное давление (бар.)	Время охлаждения под давлением (мин.)
«Липол» (высокая температура плавления)	240	20	140–150	4-6	20
Полипропилен (низкая температура плавления)	220	20	130	4-6	20

Рекомендуем обработку протезов из полипропилена про-
водить при помощи алмазного инструмента «МонАлиТ».

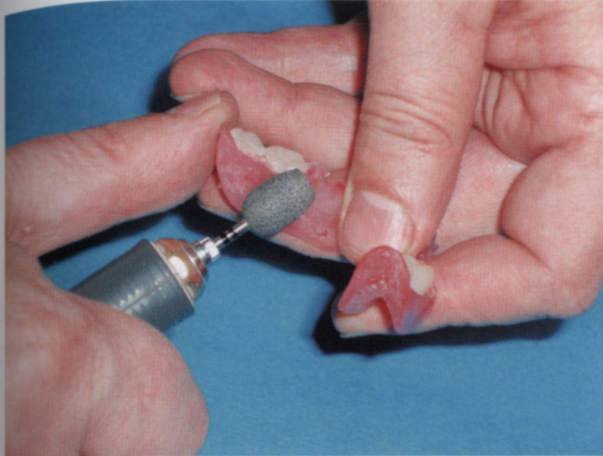


Рис. 115.
Обработка
полипропиленового
протеза алмазной
головкой.

4.3.1. Починка и изменения в конструкции протезов из полипропилена

Полипропилен при обычных температурах практически нерастворим ни в одном из растворителей и имеет низкую адгезию, поэтому починку и различные изменения в конструкции протеза можно проводить только сваркой. Способ сварки протезов из полипропилена разработан профессором Э.Я. Варесом и описан в том же издании.

4.4. Технология изготовления протезов из метилметакрилатов

Рассмотрим технологию изготовления полного и частично-съемных протезов из безмономерного метилметакрилатного материала Fusicryl (Qwatro Ti).

4.4.1. Полные съемные протезы

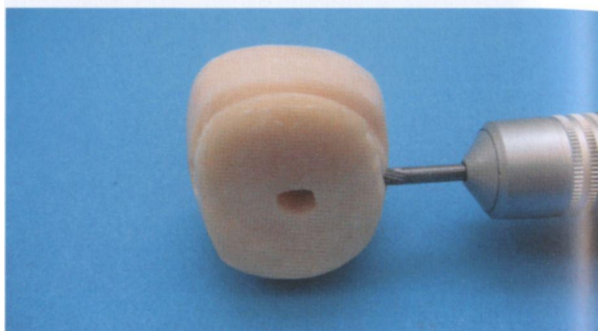
Врач. Врачебные манипуляции обычные для полного съемного протезирования из акриловых пластмасс.

Зубной техник. Все лабораторные этапы изготовления аналогичны этапам при изготовлении акриловых протезов, но имеют свои особенности. Для обеспечения химической адгезии Искусственных зубов к акриловому безмономерному базису протеза рекомендуется покрыть поверхности искусственных зубов

Рис. 116.
Обработка
искусственных
зубов
бондинговым
агентом.



Рис. 117.
Создание на зубах
ретенционных
пунктов.



При необходимости усиления фиксации зубов в протезе на них могут быть созданы ретенционные пункты любых типов, описанных ранее при работе с полиоксиметиленом и нейлоном.

После расстановки зубов полученная конструкция гипсуется в кювету.

Приготовьте кювету, нанесите вазелиновое масло на ее внутреннюю поверхность. Для того чтобы вазелин не попадал в инъекционное отверстие, заклейте его лейкопластырем или скотчем. Используя восковую проволоку диаметром 7 мм, соедините протез с инъекционным отверстием. Восковую проволоку диаметром 3 мм используйте для моделирования слепого хода, расположенного на противоположной части протеза.

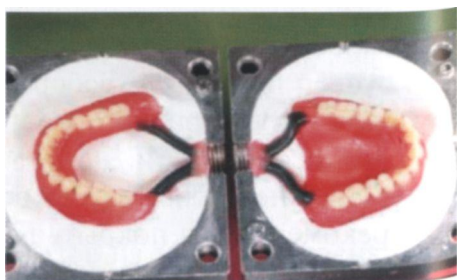


Рис. 118. Литниковые системы.

Выпаривание воска проводится согласно описанной ранее технологии. Наносим изоляционный лак и помещаем кювету в **термошкаф** при температуре 150 градусов на 20 минут.

В это время готовим инъекционный картридж. Для изготовления полного верхнего или нижнего протеза необходимо 10 таблеток материала, которые полностью заполняют инъекционный картридж.

Завальцовываем картридж и, сделав насечки на его крышке, помещаем в инъекционную машину. Выставляем температуру 245 градусов и прогреваем в течение 20 минут. Подаем давление 2 атмосферы, медленно увеличивая до 6 атмосфер. Через 5 минут выключаем нагреватель, а через 15 минут извлекаем кювету. После шлифовки и полировки работа отдается **врачу** для припасовки в полости рта.

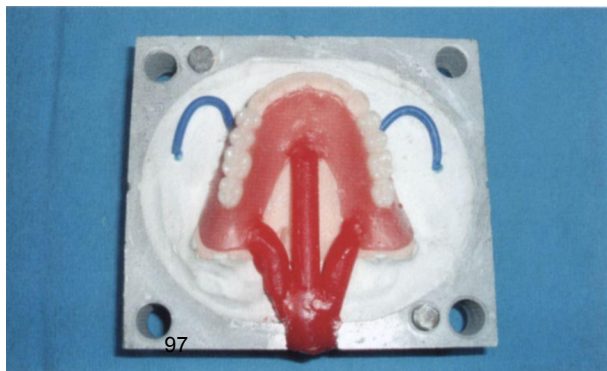
Таблица 9.

Название термогласса	Температура разогрева термогласса (°C)	Время разогрева термогласса (мин.)	Температура кюветы (°C)	Инъекционное давление (бар.)	Время охлаждения под давлени. (мин.)
Fusicryl	245	20	150	6-7	20
Flexite M.P.	245	25	150	6-7	20
Acry-free	250	20	150	6-7	20
The.r.mo Free	245	20	150	6-7	20

4.3.2. Частичные съемные протезы

При изготовлении частичных протезов необходимо, чтобы 7 миллиметровая восковая проволока была соединена с тонкими частями протеза, как показано на рисунке.

Рис. 119.
Расположение литника при изготовлении частичного съемного протеза.



Другой важный момент моделирования литниковой системы — слепые ходы, расположенные на противоположных концах седел, которые должны быть изготовлены из восковой проволоки диаметром 3 мм.

Преимущество протезов из метилметакрилатов заключается в возможности легкой перебазировки при изменении клинических условий в полости рта, что обеспечивает длительный срок эксплуатации безмономерных протезов.

Кроме того, для перебазировки и ремонта протезов могут быть использованы традиционные акриловые пластмассы холодного и горячего отверждения.

Не используйте растворы, содержащие алкоголь для чистки протезов, изготовленных из метилметакрилатов. Для этой цели используются специальные растворы.

4.5. Особенности технологии изготовления стоматологических конструкций из этиленвинилацетата

Для изготовления стоматологических конструкций из этиленвинилацетата могут использоваться различные инъекционные системы (ручные и универсальные).

Причем устройство ручной инъекционной машины для работы с этиленвинилацетатом проще, чем для литья остальных термопластов. Это связано с тем, что температура плавления этиленвинилацетата не высокая и разогрев материала можно проводить в кипящей воде. Для этого используется специальная кювета, присоединенная к ручному инжектору, и вся система нагревается в горячей воде. При достижении определенной температуры производится выдавливание термопластического материала в кювету.



Рис. 120.
Ручная инъекционная
машина для
этиленвинилацетата.

Это оборудование позволяет провести всю работу за 45 минут.

Более современные инъекционные машины представляют собой электропневматическое оборудование, которое гарантирует полностью автоматический процесс идеальный как с точки зрения качественного результата, эргономики, так и времени изготовления. Используя это оборудование, затрата времени на процесс изготовления стоматологических конструкций составляет всего 25 минут.

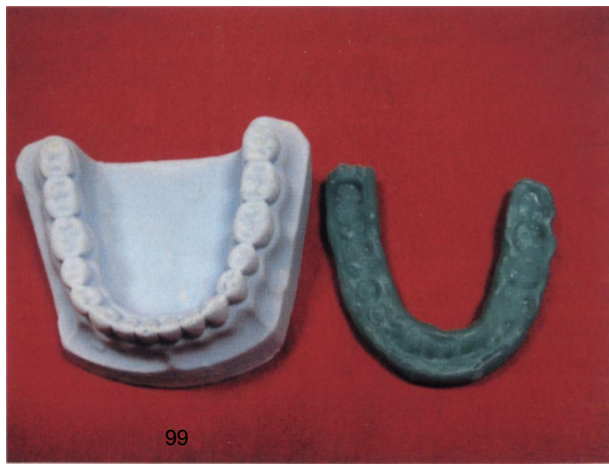


Рис. 121.
Универсальная
инъекционная
машина.

Технические этапы изготовления конструкций из этиленвинилацетата разберем на примере изготовления гнатологического позиционера.

Врачебная работа заключается в снятии оттисков при помощи эластической массы и отпечатков зубов на восковой накусочной пластинке, которая зависит прикус на 3—4 мм.

Рис. 122.
Восковая
накусочная
пластинка.



Зубной техник. После изготовления мастер-моделей и проведения необходимых исследований, десневые зоны заливают воском.

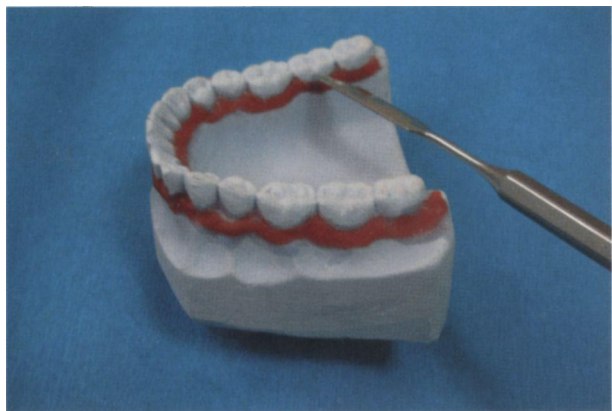


Рис. 123.
Десневые зоны
залиты воском.

Модели дублируем при помощи силиконовой массы. Полученные модели полируем при помощи хлопчатобумажных щеток. Изготовленные рабочие модели фиксируем в прикусе согласно ранее подготовленной врачом накусочной пластинки.

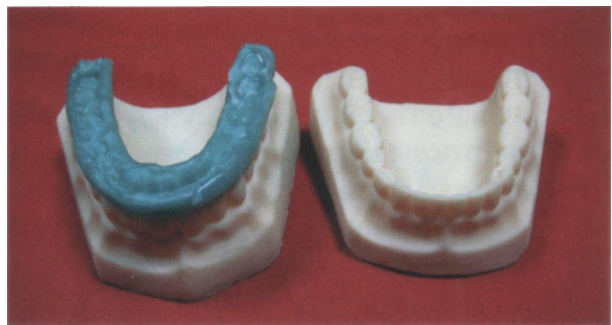


Рис. 124.
Восковая накусочная
пластинка на
рабочей модели.

В центральной части пластинки горячим шпателем делаем три сквозных отверстия для пластмассовых временных заготовок, которые после отливки позиционера образуют отверстия для дыхания.

В полученных отверстиях устанавливаем пластмассовые заготовки. На этой стадии из-

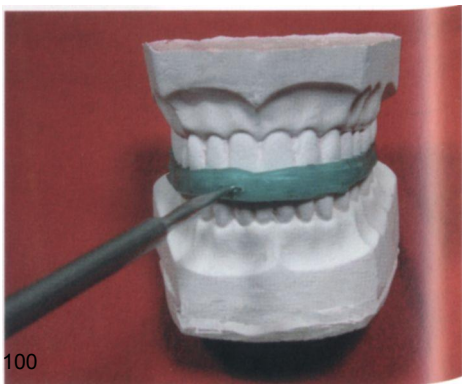
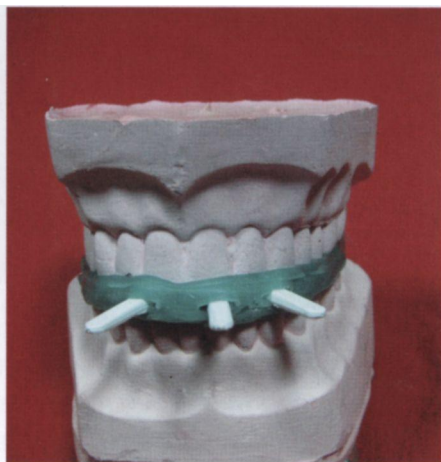
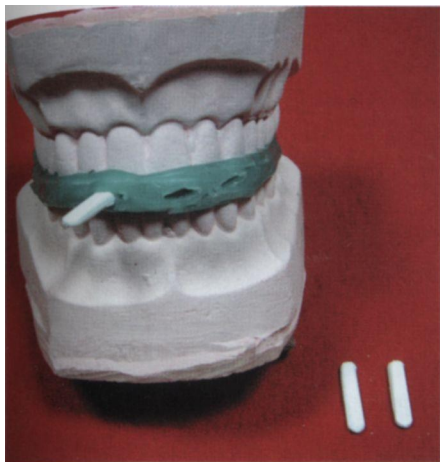


Рис. 125.
Формирование
сквозных отверстий.

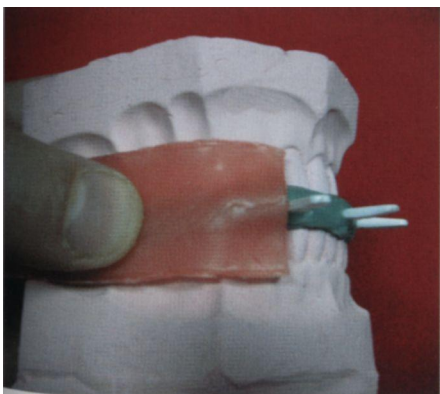
Товления в позиционер можно добавить любой вид ортодон-
ических приспособлений (пружинки, канюли, клипсы, вин-
ы, экстраоральные направляющие пластинки).



ис. 126.

тановка временных пластмассовых заготовок.

Далее моделируем вестибулярную и оральную восковую
сть позиционера из воска толщиной 3 мм. Рекомендуем ис-
льзовать две заранее изготовленные восковые пластинки.



ис. 127.

Моделирование вестибулярной
поверхности позиционера из
оска.

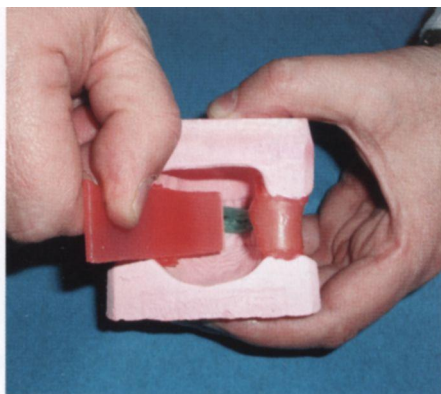


Рис. 128.

Моделирование оральной
поверхности позиционера.

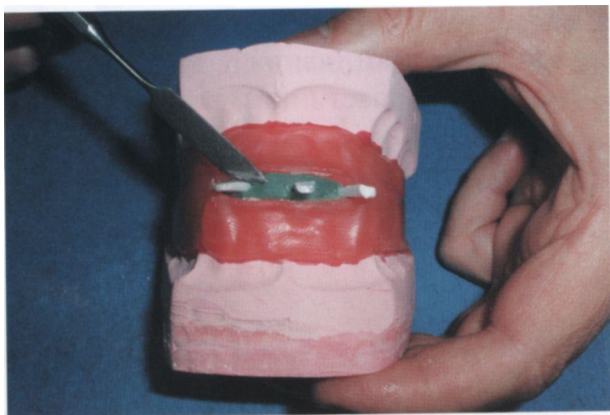


Рис. 129.
Вид
отмоделированного
из воска
позиционера.

Когда процедура моделирования закончена, восковая конструкция гипсуется в кювету и изготавливаются инъекционные каналы так, как показано на картинке. Диаметр инъекционного канала должен быть не менее 5 мм, а отводного канала - 2,5 мм.

Далее по описанной ранее методике проводится выпаривание воска и подготовка картриджа. Положите в него 4-5 цилиндров термопласта выбранного типа. Если необходимо придать запах позиционеру, добавьте 3 капли ароматизатора Aromflex на каждый цилиндр.

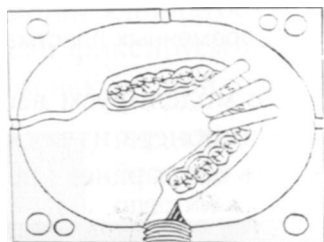


Рис. 130.
Моделирование инъекционных
и отводных каналов.



Рис. 131.
Набор ароматизаторов
для Flexidi.



Рис. 132.
Добавление ароматизатора
в картридж.

Картридж закройте при помощи степлера, сделайте на крышке насечки и вставьте его в ручную или универсальную инъекционную машину.

Время, температура и давление для литья этиленвинилацетата зависят от выбранного типа жесткости материала и типа инъекционного устройства (смотрите таблицу).

Таблица 10.

Литьевые параметры Flexidi для инъекции ручным прессом				
Тип Flexidy	Температура воды (°C)	Время кипячения (мин.)	Температура кюветы (°C)	Время охлаждения под давлени. (мин.)
80 - твердый	100	45	100	20
65 - средний	100	5	40	30
50 - мягкий	100	5	23	40

Таблица 11.

Литьевые параметры Flexidi для инъекции автоматическим прессом						
Тип Flexidy	Температура разогрева термопласта (°C)	Время разогрева термопласта (мин.)	Температура кюветы (°C)	Инъекционное давление (бар.)	Время постинжекционного давления - 2 секунды (бар.)	Время охлаждения под давлени. (мин.)
80 - твердый	160	15	23	3	6	10
65 - средний	120	15	23	3	6	10
50 - мягкий	125	8	23	3	5	10

После впрыска материала и рекомендованного времени охлаждения открываем кювету и извлекаем полученную конструкцию вместе с отработанным картриджем.

Отрежьте инъекционный и отводной каналы.

Позиционер рекомендуется шлифовать и полировать стандартными лабораторными инструментами. Чтобы создать желаемую тонкость позиционера, поверхность обрабатывается 180-микронной наждачной бумагой.



Рис. 133.
Отлитый позиционер
с литьевыми
каналами.

Вся конструкция обрабатывается горячим воздухом (используется воздушный фен), чтобы сделать поверхность гладкой. Идеально гладкую поверхность создаем горячим металлическим цилиндром (наконечником воздушного фена).

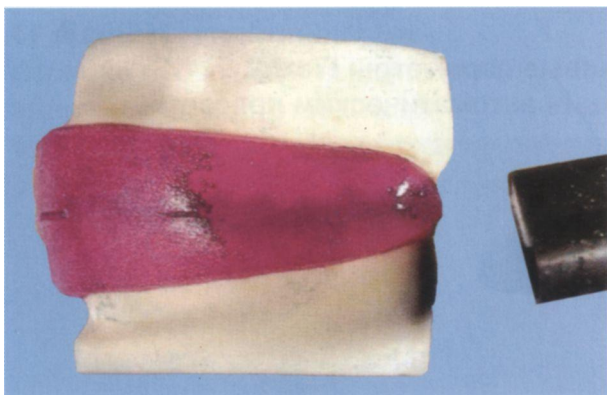


Рис. 134.
Обработка
позиционера горячим
воздухом.

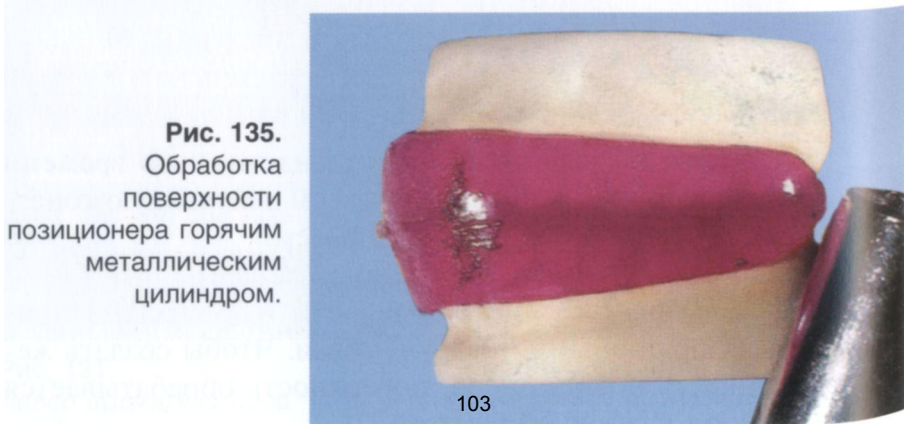


Рис. 135.
Обработка
поверхности
позиционера горячим
металлическим
цилиндром.

На заключительном этапе конструкция полируется сили-
КОНОВЫМ гелем, с помощью хлопчатобумажной щетки. Соблю-
дайте осторожность, не перегревайте материал.



Рис. 136.
Полировка
силиконовым гелем.

Правильное использование этих рекомендаций позволит создать хороший гнатологический позиционер, который будет удовлетворять всем требованиям стоматолога.

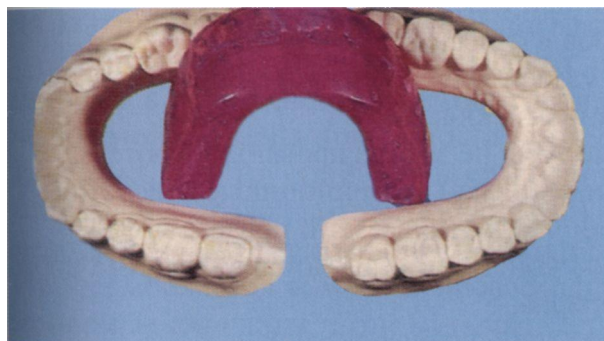


Рис. 137.
Гнатологический
позиционер.

Полученная конструкция отдается врачу для припасовки и наложения в полости рта.

4.6. Возможные проблемы инъекции и их предполагаемые причины

1. Недоупаковка термопласта:
 - неточно выставлена температура нагрева материала (выставить согласно инструкции производителя),
 - недостаточно прогрета кювета,
 - литниковая система изготовлена неправильно,
 - слишком тонкий восковой базис,
 - недостаточное давление в инъекционной машине,
 - недостаточно прогрет материал в картридже.

2. Внутренняя часть отлитого протеза полая:
 - рано выключена подача давления, поверхностные слои отверделись, внутренние еще не **ОСТЫЛИ** и отодвинулись вслед за поршнем,
 - кювета в инъекционной машине должна остывать под давлением указанное в инструкции время, если в лаборатории жарко, то это время нужно увеличить,
 - если соединение между литником и протезом очень тонкое.
3. Изменился цвет базиса протеза:
 - перегрев материала или из-за высокой температуры или увеличено время прогрева.
4. На протезе имеются матовые островки:
 - недостаточно прогрет материал перед заправкой в картридж.
5. Полосы внутри протеза:
 - попал силикон или вазелин.
6. Смещение зубов в гипсе:
 - недостаточно удален воск с искусственных зубов перед гипсованием в кювету.
7. Искусственные зубы не зафиксированы в протезе:
 - неправильно изготовлены ретенционные отверстия или внутренняя часть отливаемого протеза полая.
8. В изготовленной конструкции имеются воздушные поры:
 - перегрев материала.
9. Отлитый протез дал большую усадку:
 - если кювета во время инъекции холодная или прогрета меньше 70 °С,
 - если протез удален из кюветы в горячем **СОСТОЯНИИ**.

Для качественного литья стоматологических конструкций из термопласта и исключения возможных ошибок и осложнений необходимо точно соблюдать технологию процесса литьевого прессования и соблюдать инструкцию производителей.

Не используйте температуры выше рекомендованных. Это может вызвать риск для сополимера, что может привести к декомпозиции.

Никогда не смешивайте использованный материал с **новым**, так как изменяются его физические и механические характеристики.



Современная стоматология предлагает много вариантов восстановления потери зубов с помощью съемных и несъемных конструкций в зависимости от клинической ситуации. В настоящее время разработаны высокотехнологичные методики, с успехом применяется множество новых материалов, позволяющих восстанавливать зубные ряды как с использованием металла, так и **безметалловыми** конструкциями. Однако, на практике встречаются случаи, когда физико-химические характеристики стоматологических материалов не позволяют рационально выполнить эстетическое протезирование.

С появлением термопластических материалов резко расширились возможности лечения различной патологии **зубо-челюстной** системы при помощи ортопедических и ортодонтических конструкций. Физико-химические свойства **ЭТИХ** материалов позволяют изготавливать конструкции, которые невозможно изготовить из других материалов. Отдельные свойства термопластов во многом превосходят не только часто применяемые акрилаты, но и металлы. Термопласты имеют оптимальную жесткость, низкий коэффициент статического и **динамического** трения, высокую износоустойчивость, хорошую эластичность, а некоторые обладают способностью запоминания формы. Так как в термопластах нет явления гальванизации и элементов коррозии, отсутствует остаточный **Мономер**, они не оказывают аллергического и токсического действия на слизистую оболочку полости рта.

Возможности использования термопластических материалов очень разнообразны: от изготовления кламмера съемного протеза до сложных шинирующих и полных съемных отезов.

5.1. Зубные протезы на основе нейлона

5.1.1. Частичные пластиночные протезы

Съемные частичные протезы с дентоальвеолярными КЛАММЕРАМИ часто применяют при восстановлении как включенных, так и концевых дефектов зубного ряда различной **протяженности**. Дентоальвеолярные кламмеры представляют собой вестибулярные отростки базиса протеза, направленные к естественным зубам. Обладая эластичностью, кламмеры свободно проходят через экваторы зубов и устанавливаются под ними, обеспечивая надежную фиксацию протеза. Десневая часть такого кламмера является отростком эластичного базиса, располагается у самой переходной складки. Нейлоновые протезы изготавливаются прозрачными или под цвет слизистой оболочки. Материал идеально подходит для изготовления протезов людям с травмоопасными профессиями и спортсменам.

Данный вид протеза не требует специальной подготовки зубов, шинирует подвижные зубы, тем самым способствует **ИХ** укреплению, равномерно распределяет жевательное давление на зубные ряды, поэтому рекомендован для протезирования пациентов с пародонтитом и пародонтозом.

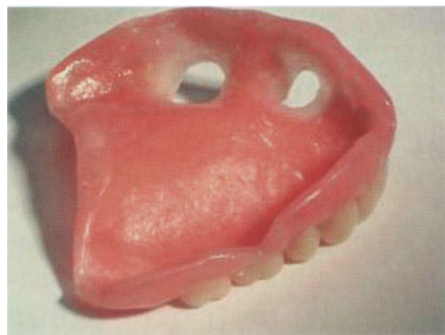


Рис. 138.
Различные виды съемных
зубных протезов
из нейлона.



Рис. 139.

Восстановление дефекта
зубного ряда верхней
челюсти съёмным
протезом из нейлона.

Рис. 140.

Восстановление дефекта
зубного ряда нижней
челюсти съёмным протезом
из Валпласта.

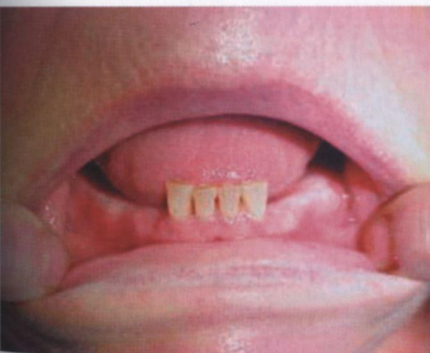


Рис. 141.

Съёмный протез с нейлоновым
базисом и металлическими
окклюзионными накладками.

5.1.2. **Съемные микропротезы с зубоальвеолярными кламмерами**

Частичные съемные микропротезы с зубоальвеолярными кламмерами часто применяют для восстановления **включенно-**го дефекта зубного ряда небольшой протяженности в качестве альтернативы несъемным конструкциям. Особенно актуален такой вид протезирования при наличии интактных опорных зубов.

Протезирование малых и средних дефектов зубных рядов такого вида протезами имеет абсолютное показание в постимплантационный период, при травматической потере постоянных зубов у детей, при необходимости изготовления тонкого базиса протеза, при повышенном рвотном рефлексе у пациента, при сагиттальных сломах акриловых протезов, при протезировании пациентов с системными заболеваниями. Съемные микропротезы с **зубоальвеолярными** кламмерами позволяют в случае оголения шеек и корней зубов, расположенных рядом с дефектом зубного ряда, визуально уменьшить длину таких зубов, перекрыв область оголения кламмером.

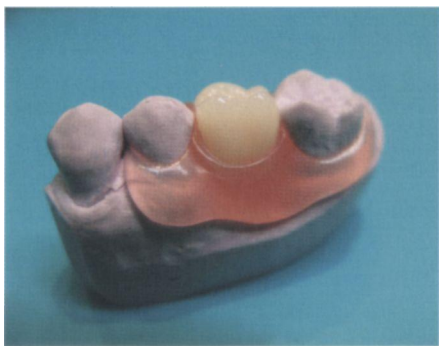


Рис. 142.

Съемные микропротезы с зубоальвеолярными кламмерами из [Valplast](#).

5.1.3. **Комбинированные протезы**

Из нейлона можно изготавливать базис **восстанавливающе-**го и шинирующего бюгельного протеза. Использование нейлона в качестве базиса способствует уменьшению атрофии альвеолярного гребня за счет эластичности материала, особенно **при** неблагоприятных клинических **условиях**.

Рис. 143.

Комбинированные
бюгельные протезы.



1.1.4. Полные съемные протезы

Полные съемные протезы из нейлона наиболее актуальны для пациентов с неблагоприятными анатомическими условиями для протезирования. Например, при наличии у пациента выпуклых костных образований или резко выраженных грибовидных верхне-челюстных бугров, когда невозможно без травмы слизистой оболочки накладывать съемные протезы, изготавливают базис протеза на основе нейлона, что обеспечивает безболезненное наложение протеза за счет эластичности материала.



Рис. 144.

Полный съемный протез
из нейлона.

1.1.5. Съемные протезы при зубочелюстных аномалиях

Наличие деформаций челюстных костей, альвеолярного гребня или твердого неба, обусловленных врожденными пороками развития лица и челюстных

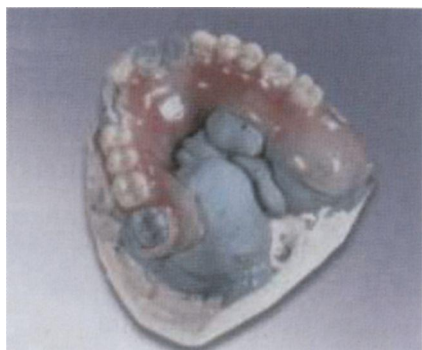


Рис. 145.

Съемный протез из нейлона с укороченной дистальной границей при врожденной аномалии строения твердого неба.

костей, воспалительными, травматическими или другими поражениями, создает сложности при протезировании. Изготовление ортопедических конструкций из традиционных материалов при таких сложных патологиях вызывает значительные неудобства при эксплуатации с длительным периодом адаптации.

Использование нейлона при наличии таких неблагоприятных клинических условий позволяет наиболее рационально провести съемное протезирование за счет эластичности материала. Адаптация к нейлоновым протезам проходит намного легче и они более комфортны во рту.

5.2. Конструкции из полиоксиметилена

5.2.1. Эстетические кламмеры

Полиоксиметилен широко применяется для изготовления эстетических кламмеров, которые могут быть отдельно изготовлены на акриловые пластиночные, бюгельные протезы, или отлиты вместе с базисом съемного протеза.

Преимущества кламмеров из термопласта перед металлическими очевидны. Кламмеры из полиоксиметилена не стирают зуб в области прилегания кламмера, поэтому не требуется покрытие опорного зуба коронкой. При плохо выраженном экваторе опорного зуба он может быть восстановлен композиционным материалом. Обеспечивается надежная фиксация протеза в полости рта за счет эластичности кламмера, который плотно охватывает шейку зуба. Кламмер из полиоксиметилена эстетичнее металлических, так как оттенки кламмера подбираются под цвет своих зубов, а при наличии ретракции десны — под цвет слизистой оболочки.

Рис. 146.
Кламмер
из полиоксиметилена.

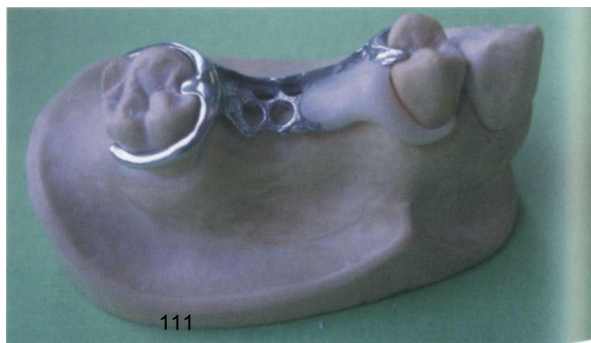




Рис. 147.
Эстетические
кламмеры
бюгельного протеза.

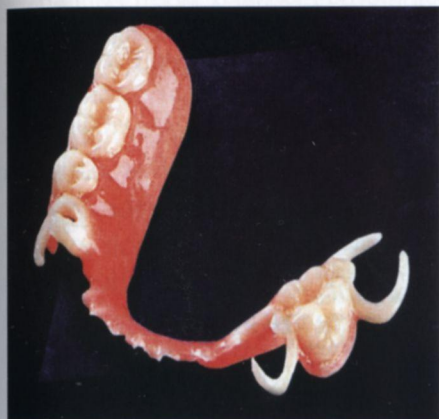


Рис. 148.
Эстетические кламмеры
пластиночного протеза
под цвет зубов.



Рис. 149.
Каркас пластиночного протеза
и кламмеры отлиты
из полиоксиметилена
под цвет десны.

5.2.2. Съемные мостовидные протезы

Довольно широко изготавливаются эстетические съемные **МОСТОВИДНЫЕ** протезы из полиоксиметилена при ограниченных дефектах зубного ряда, не прибегая к препарированию опорных зубов под коронки. В большинстве случаев это альтернатива несъемным мостовидным протезам. Особенно актуально изготовление съемного мостовидного протеза, когда опорные зубы **ИНТАКТНЫЕ** или когда использование несъемного мостовидного протеза может привести к перегрузке опорных зубов.



Рис. 150.
Варианты съемных мостовидных протезов при ограниченных дефектах зубного ряда.

5.2.3. Съемные протезы с телескопической и полутелескопической фиксацией

Данные конструкции односторонних протезов из полиоксиметилена при концевом дефекте зубного ряда хорошо фиксируются в полости рта. Первичный колпачок на опорный зуб для телескопической конструкции может быть изготовлен как из металла, так и композита. Обладая хорошей эластичностью, базис из полиоксиметилена гораздо меньше вызывает атрофию костной ткани, чем изготовленный из других материалов. Для изготовления предлагаемой конструкции из металлов требу-



Рис. 151.

Съемный протез с клammerной и телескопической фиксацией.





Рис. 152.
Съемный протез
с эластическим
полутелескопическим
многозвеньевым кламмером.

ется препарирование как минимум двух опорных зубов. При изготовлении предлагаемых конструкций препарирование зубов при определенных клинических условиях не требуется ИЛИ достаточно препарирования одного опорного зуба.

5.2.4. Временные протезы

При лечении частичной потери зубов при заболеваниях пародонта возникает необходимость во временных эстетических конструкциях на этапах лечения. Использование полиоксиметилена дает возможность изготовления большого разнообразия форм и фиксирующих элементов временных протезов.



Рис. 153.
Временный протез

5.2.5. Каркас бюгельного протеза

При непереносимости металлического базиса бюгельного протеза и с эстетической целью каркас с клам-
Мерами можно отлить из термопласта на основе поли-
оксиметилена. Термопла-
стический каркас намного
Легче стального и делает
Протез более комфортным.



Рис. 154.
Каркас бюгельного протеза из
полиоксиметилена.

5.2.6. Шинирующие протезы

При дефектах зубных рядов, осложненных заболеваниями пародонта, рационально шинирование зубов и восстановление зубного ряда съемным протезом с базисом и многозвеньевым кламмером из термопласта. Такие протезы соответствуют высоким эстетическим требованиям, так как цвет термопласта для многозвеньевых кламмера и базиса протеза подобраны индивидуально.

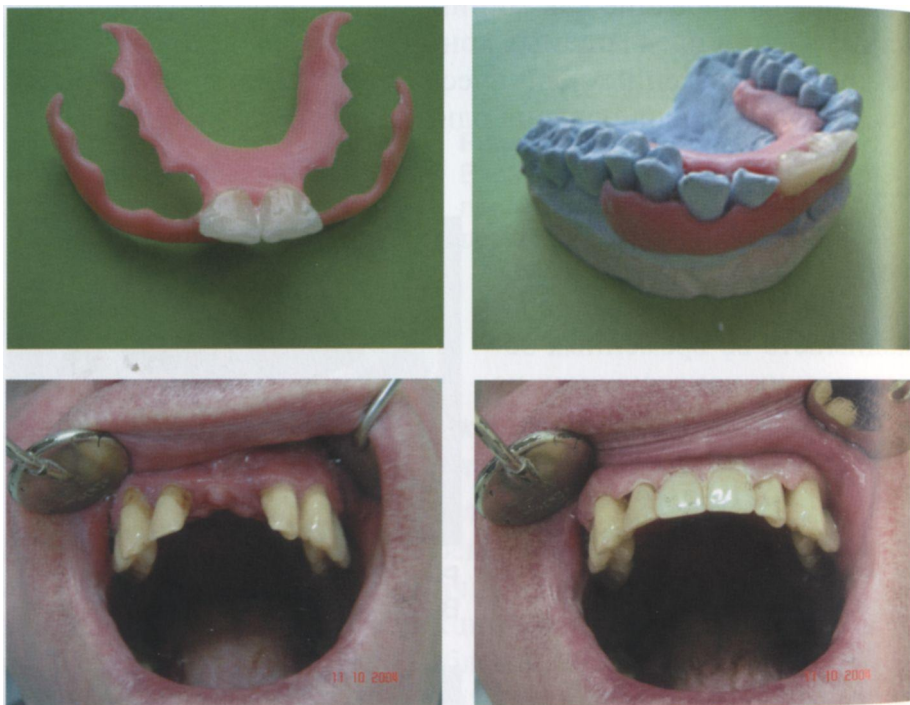


Рис. 155.

Съемный шинирующий протез с многозвеньевым дентоальвеолярным кламмером.

При ортопедическом лечении заболеваний пародонта широко используются съемные шины и бюгельные шины — протезы, эффективность которых зависит от правильного выбора фиксирующих и нагружающих элементов .

Несмотря на большой выбор материалов для протезирования и шинирования в клинической практике встречаются дефекты зубного ряда, которые сложно поддаются или не поддаются восстановлению и одновременно шинированию зубов из-за большого оголения корней ¹¹⁵ топографии дефекта зубного

ряда. Например, при дистальных неограниченных дефектах зубных рядов с травматической окклюзией, оголением корней на 1/3 и подвижности зубов первой-второй степени, наиболее функциональны и эстетичны съемные протезы, изготовленные из полиоксиметилена. Они **восстанавливают** дефекты зубного ряда и шинируют оставшиеся зубы с помощью подобранного под цвет десны многозвеньевое эластического кламмера.

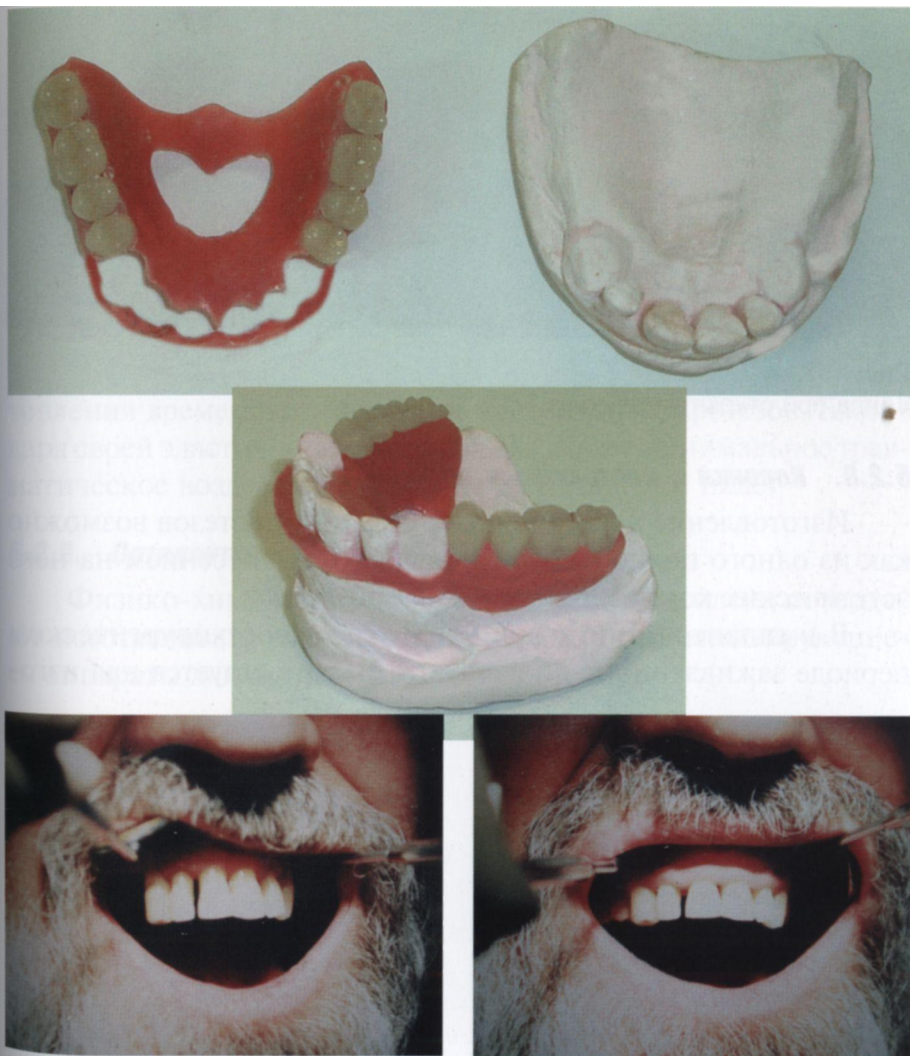


Рис. 156.
Съемный шинирующий протез с многозвеньевым вестибулярным кламмером.

5.2.7. **Окклюзионные каппы**

При открытом прикусе, патологическом стирании зубов, множественных дефектах зубного ряда, в том числе во фронтальном отделе без обработки зубов, возможно изготовление эстетических капп, которые при необходимости одновременно восстанавливают высоту нижнего отдела лица.



Рис. 157.

Каппа при открытом прикусе.

5.2.8. **Коронки и мостовидные протезы**

Изготовление коронок и мостовидных протезов возможно как из одного полиоксиметилена, так и с нанесением на него эстетических композиционных материалов.

В имплантологии и при длительном постхирургическом периоде заживления полиоксиметилен используется для изго-



Рис. 158.

Коронка и мостовидный протез из полиоксиметилена.

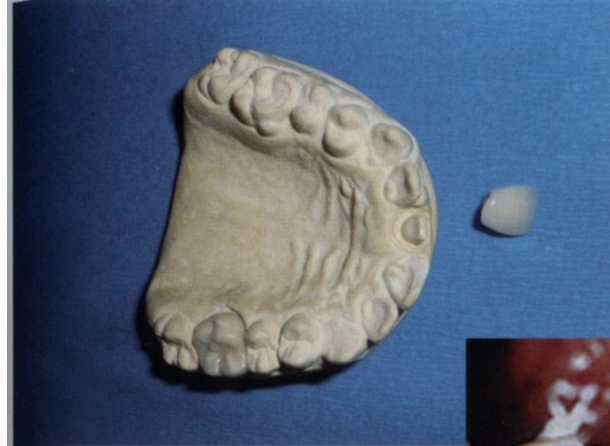


Рис. 159.
Коронка
из полиоксиметилена,
облицованная
композиционным
материалом.

Рис. 160.
Мостовидный протез
из полиоксиметилена после
хирургического вмешательства.



товления временных коронок и мостовидных протезов. Благодаря своей эластичности материал оказывает минимальное травматическое воздействие на послеоперационное поле.

5.2.9. Ортодонтические аппараты

Физико-химические свойства полиоксиметилена позволяют изготавливать многофункциональные самоактивирующиеся аппараты для ортодонтического лечения.



Рис. 161.
Ортодонтические конструкции из полиоксиметилена.

5.3. Зубные протезы из полипропилена

По своим основным характеристикам полипропилен приближен к нейлону, но уступает ему по некоторым физико-химическим характеристикам.

В настоящее время полипропилен для изготовления ортопедических конструкций используют в качестве дешевой альтернативы нейлону.



Рис. 162.
Протезы из
полипропилена.

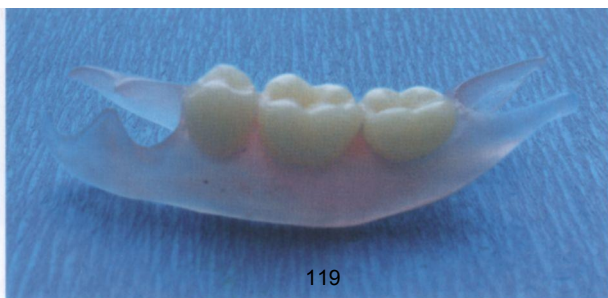
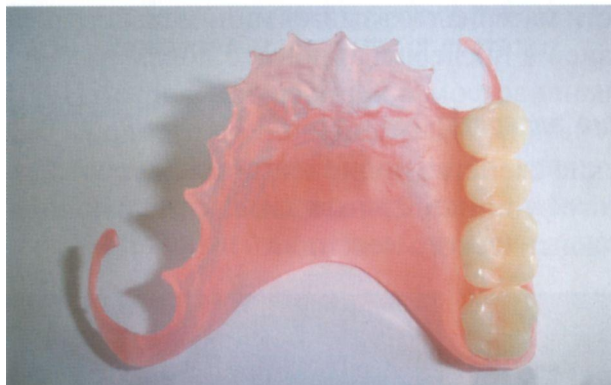




Рис. 163.
Восстановление
дефекта зубного
ряда нижней
челюсти съемным
протезом из
полипропилена.

5.3.1. Противохраповые устройства

Физические свойства полипропилена и других термопластов позволяют изготавливать ИЗ них противохраповые устройства. Самый распространенный вид ротового устройства — сайленсер. Он представляет собой простое устройство, состоящее из двух тонкостенных шин, выполненных по форме зубных дуг верхней и нижней челюсти и соединенных между собой пластмассовыми, диагонально расположенными штангами.

При произвольном открывании рта спящим пациентом, сопровождающимся Дентальным смещением нижней челюсти штанги выполняют роль направляющих, смещая нижнюю челюсть во Фронтальное положение в соответствии с величиной ОТ-Кривания полости рта.



Рис. 164.
Противохраповое устройство.

5.4. Зубные протезы на основе безмономерных акриловых пластмасс

Основными характеристиками протезов из безмономерных акриловых пластмасс являются отсутствие свободного мономера, достаточно высокая прочность и эстетичность, что позволяет изготавливать особо тонкие полные и частичные протезы большой протяженности без металлических конструкций. Материал имеет широкую цветовую гамму оттенков. Перебазировку и починку этих протезов можно проводить при помощи термoplastов, а также при помощи любого из видов акриловых пластмасс (холодной и горячей полимеризации)

Из безмономерных акриловых пластмасс изготавливают полные и частичные пластиночные съемные протезы, а также седла бюгельных протезов.

Материал особенно актуален при наличии у пациента аллергической реакции на акриловые мономеры.



Рис. 165.
Полные съемные протезы из безмономерных акриловых пластмасс.

5.5. Внутриротовые устройства из этиленвинилацетата

С появлением в стоматологии термопластичных материалов на основе этиленвинилацетата появилась возможность изготовления в зуботехнических лабораториях индивидуальных позиционеров, зубных протекторов для спорта и индивидуальных мундштуков для дайвинга. Преимущество индивидуальных позиционеров в том, что они дают больший лечебный эффект,

чем стандартные позиционеры. Индивидуальные зубные протекторы более комфортны в полости рта. Преимущество индивидуальных мундштуков для дайвинга в их функциональности и гигиеничности.



Рис. 166.

Индивидуальный позиционер.



Рис. 167.

Спортивная каппа.



Рис. 168.

Мундштук для дайвинга.

ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА	ПОЛИМЕРЫ				
	ПОЛИАМИДЫ	ПОЛИОКСИМЕТИЛЕН	ПОЛИПРОПИЛЕН	ПОЛИМЕТИЛМЕТАКРИЛАТ	ЭТИЛЕНВИНИЛАЦЕТАТ
ПЛОТНОСТЬ при 20°C г/см ³	1,08–1,15	1,43	0,9–0,91	1,19	1,38
ТЕМПЕРАТУРА ПЛАВЛЕНИЯ °C	185–280	173–180	172–260	180–240	90–160
ПРОЧНОСТЬ: МН/м ² (КГС/СМ ²)					
- при растяжении	50–82,7 (500–827)	68–71 (680–710)	25–40 (250–400)	55 (550)	10,5–23 (105–230)
- сжатии	46–110 (460–1100)	110–130 (1100–1300)	35–70 (350–700)	105–112 (1050–1120)	1–2 (10–12)
- изгибе	90–100 (900–1000)	100–120 (1000–1200)	80–90 (800–900)	110–140 (1100–1400)	300–400 (3000–4000)
МОДУЛЬ УПРУГОСТИ					
- при растяжении	1,2–2,9 (12–29)	2,9 (29)	1,1–2,7 (11–27)	2,5–3,8 (25–38)	0,4–0,5 (4–5)
- изгибе	2,1–3,5 (21–35)	3,5 (35)	1,9–2,9 (19–29)	2,8–3,1 (28–31)	0,7–0,8 (7–8)
УДАРНАЯ ВЯЗКОСТЬ: КДЖ/М ²					
или КГС. СМ/СМ ²	50–80	90–120	40–80	15	170
ОТНОСИТЕЛЬНОЕ УДЛИНЕНИЕ %	15–90	15–45	200	2	500–600
ВОДОПОГЛАЩЕНИЕ за 24 часа %	0,2–26	0,2	123	0,5	0,4–0,6



1. Предлагая безметалловые съемные протезы из термопластов пациентам, у которых возникают гальванические токи на наличие в полости рта металлических конструкций из разных металлов и сплавов, мы избавляем их от неприятных ощущений.

2. Вместо жестких металлических кламмеров в качестве фиксации мы предлагаем пациентам использовать кламмеры из термопластов под цвет зубов, что позволяет не обрабатывать опорные зубы, не покрывать их коронками. Такие кламмеры эстетичны, значительно улучшают фиксацию протеза за счет своей эластичности, не стирают и не расшатывают опорные зубы

3. Использование протеза из термопласта полностью исключает токсическое и аллергическое действие на организм, что особенно актуально для пациентов с заболеваниями иммунной, нервной, эндокринной системы, желудочно-кишечного тракта и имеющих аллергический статус.

4. Протезы, изготовленные из термопластов, имеют достаточную эластичность, точное прилегание, хорошую фиксацию, прекрасный эстетический вид.

5. Благодаря своим физико-химическим характеристикам термопласты расширяют возможности врача при лечении частичной потери зубов, бруксизма, заболеваний височно-нижнечелюстных суставов, при изготовлении **ОККЛЮЗИОННЫХ ШИН**, спортивных капп, иммедиат-протезов, сложно-челюстных протезов и в комплексном лечении заболеваний пародонта.

Методика обработки нейлоновых протезов спеченным алмазным инструментом МонАлиТ

Сначала бором «торнадо» мы обрезаем литниковую систему (Рис. 3, 4). Не забываем про возвратно-поступательные движения, а то инструмент «залипнет».

Затем, используя головку «пламя», мы обрабатываем значительные площади, края, чтобы они не были острыми (Рис. 5). Под большим увеличением видно, какую поверхность оставляет после себя инструмент (Рис. 6).



Рис. 3



Рис. 4



Рис. 5

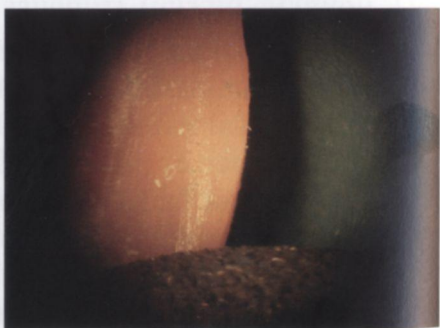


Рис. 6



Рис. 7



Рис. 8

Потом головкой «шарик» мы истончаем те участки, которые необходимы (Рис. 7, 8).

Головка «шарик пикой» необходимо для труднодоступных мест (Рис. 9), чтобы сделать каплевидный край протеза (Рис. 10, 11), для укорочения (Рис. 12). Так же она подходит для корректировки гарнитурных зубов по окклюзии. На рис. 14 представлены рекомендуемые головки МонАлиТ для обработки съемных протезов из акрила и нейлона.

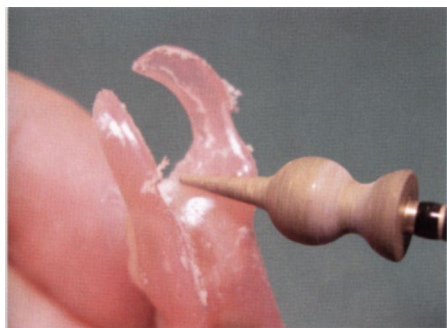


Рис. 9



Рис. 10



Рис. 11

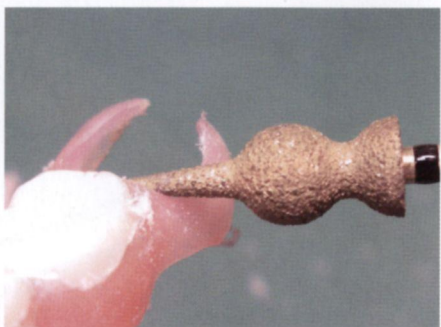


Рис. 12



Рис. 14

Хороший результат в работе имеет под собой основу. В основе лежат знания об особенностях материала, с которым работаете, а так же знания об особенностях инструмента, которым обрабатываете. **Именно** совмещение этих знаний освобождает Вас от негатива в работе. В данном случае мы совместим особенности термопластов (нейлона) с инструментом МонАлиТ, его особенностями.

Буду рад, если эти рекомендации помогут Вам в Вашей работе.

С искренними наилучшими пожеланиями,

***ГОЛОВИН** Максим, зубной техник,
абсолютный чемпион России 2003 года в номинации
«Комбинированные зубные **протезы**»,*

Список литературы

1. Акутин М.С., Бакеев Н.Ф. Энциклопедия полимеров. Т.3, изд-во «Советская энциклопедия». — М., 1977 — 1150с.
2. Аверко-Антонович И.Ю., Бикмуллин Р.Т. Методы исследования структуры и свойств полимеров: Учебн. пособие. — Казань, 2002 - 604с.
3. Варес Э.Я., Варес Я.Э, Нагурный В.Н.. Дорогу термопластам в стоматологическую ортопедию. Стоматология сегодня №8 2003. С.38.
4. Ениколопян Н.С., Слонимский Г.Л. Энциклопедия полимеров. Т.1, изд-во «Советская энциклопедия». — М., 1972 — 1224с.
5. Жолудев С.Е., Олешко В.П., Баньков В.И Способы лечения непереносимости съемных зубных протезов. Панорама ортопедической стоматологии. №3 2003г. С 28-34.
6. Жолудев С.Е., Олешко В.П., Стрижаков В.А., Ворожцов Ю.Д., Шустов Е.Л., Трифонов И.Д., Серебряков А.А. Опыт применения технополимера Dental-D в ортопедической стоматологии /// Стоматология 21 века : вопросы профилактики. Материалы I общероссийского конгресса стоматологов. Пермь 23-25 мая 2001. - Пермь.- 2001.- С. 246-248.
7. Завгородний В.К., Калинин Э.Л., Марам Е.И. Литьевые машины для термопластов и реактопластов. — Москва, 1968.
8. Завгородний В.К. Новое оборудование для переработки пластмасс. — Москва, 1977—
9. Иванюков Д.В., Фридман М.Л. Полипропилен. — М., 1974—
10. Казанцева С.В. Изучение местного иммунитета у пациентов при использовании протезного материала Dental-D.
11. Котон М.М., Смирнов В.С. Энциклопедия полимеров. Т.2, изд-во «Советская энциклопедия». — М., 1974 — 1032с.
12. Кулезнев В.Н., Шершнева В.А. Физика и химия полимеров. М. 1988. 312 с.
13. Нелсон У.Е. Технология пластмасс на основе полиамидов. — Перевод с английского / Под. ред. Малкина А.Я. — М.: Химия, 1979. - 256с, ил.
14. Николаев А.Ф. Синтетические полимеры и пластические массы на их основе. — М., 1964 428

15. Огородников М.Ю.. Новые базисные материалы на основе полиуретана для съемных зубных протезов — исследование химической и биологической безопасности. Институт стоматологии. №1. 2004. С. 87-90.

16. Открытые источники в Интернете.

17. Розенберг М.Э. Полимеры на основе винилацетата.- Л.: Химия, 1983 -176с, ил.

18. Семененко Э.И., Маркелов М.А. Физико-химические основы санитарной химии полимерных материалов //Химико-фармац. журнал. -1976.- № 9. — 129с.

19. Стрижаков В.А. Клинико-математическое обоснование применения эластичного пружинящего кламмера в съемных конструкциях зубных протезов: Автореф. дис. канд. мед. наук — Екатеринбург, 2003 — 27с.

20. Стрижаков В.А. Применение съемных мостовидных протезов у пациентов с включенными дефектами зубного ряда /В.А. Стрижаков, С.Е. Жолудев // Уральский стоматологический журнал. - 2003. - № 1. - С. 14-17.

21. Трегубов И.Д., Михайленко Л.В., R. Michel. Протезирование односторонних концевых дефектов зубного ряда безметалловыми телескопическими конструкциями. Научно-практический журнал «Новое в стоматологии», №2 2003. С 87-88.

22. Трегубов И.Д., Болдырева Р.И., Михайленко Л.В., Маглакелидзе В.В., Трегубов СИ. Расширение возможностей ортопедического лечения частичной потери зубов, осложненной заболеваниями пародонта. Научно-практический журнал «Новое в стоматологии», №7 2005. С 92-94.

23. Трегубов И.Д., Болдырева Р.И., Маглакелидзе В.В. Михайленко Л.В. Трегубов СИ. Восстановление аномалийно расположенных зубов композиционными материалами для улучшения фиксации съемных протезов. Актуальные проблемы клинической медицины Ставрополь 2005 г.С 249-253.

24. Battistelli, A.: Nuove soluzioni per protesi provvisori con lega acetatica per fusione. Quintessenza Odontotecnica 12: 1113—1128, 1989

25. Battistelli, A.: Der Einsatz von Thermoplastischen Azetalkunststoffen in der Kronen- und Bruckentechnik. Quintessence of Technology 16(3): 5-11, (1991).129

26. Battistelli, A.: Nouvelles solutions pour **protheses** provisoires en resine acetique **thermoplastique** par fusion et injection. Art.& Technique Dentaires ATD 2: 103-109, 1991.

27. Corigliano M. Castigliola. - G., Sacco L. - Piattelli A., Quintessence International Anno XII 6-7 / 1996. Italiano La **mesostruttura** implantare rivestita in resina acetica : alcuni casi **clinici** 347-353.

28. Caraffini S., Calandra P.: Allergodiagnostica del materiale **termoplastico** Dental D usato per la realizzazione di protesi dental i. Dental Materials 2: 54-55, 1990.

29. Corigliano, M. Sacco, L. Chiavarelli, L., Mirra. H The Probe January 1995 Vol.37, N°1. Inglese The abutment in radio-opaque acetate resin 27-28.

30. De Fazio, P. Corigliano, M. Ciavarelli, L. Mirra. M. Artículo № 1- Journal de clinica en Odontologia Año 13- № 2 - 1997/1998. Spagnolo **Munones** artificiales en resina **acetálica** radioopaca 5-16.

31. Francioli D.: Mantentore di **spazio** in Dental D. Rivista Italiana degli Odontotecnici Dental Press 7: 19-23, 1990.

32. Frontali C: Doccia totale di riposizionamento mandibolare-**ortottico** in resina acetálica. Rassegna Odontotecnica 1: 29-32, 1991.

33. Helfer. T., Надежный помощник при изготовлении полимерных реставраций. Научно-практический журнал «Новое в стоматологии» №6 2004. С 115 - 119.

34. Jean — Pierre. Miche., ATD Art & Technique dentaires Volume 7 № 3 Juin 1996. Francese Ackers en Acetal Dental (**Deuxième partie**) 159-163.

35. Lazzaro A., Grazia Tomba M., Doctor Os Aprile 1998. Italiano La contenzione attiva in resina acetálica 21-29.

36. Lagemann U., Heinzelmann. I., Quintessenz Zahntech 23/ 06/97. Tedesco Acetal — ein innovativer Werkstoffe 797-804.

37. Mazzoni, M. Bartolini, G. . Bartolini M. Puntex Dental 1er. Trim 1995. Spagnolo Unidesa **presenta** el nuevo sistema de resinas acetálica para ganchos estéticos 22-26-32.

38. Massironi D., Battistelli A.: Resina acetica Dental D come mantentore di spazio. Attualita Dentale 23/24: 6-15, 1992.

39. 14. Mercier. P., **Prothese** Dentaire N° 105 luglio 1996. Francese Réalisation d'un attachement Dentaclip en Acetal Dental 29 44 - 51.

40. Michel, R.: Die Herstellung von Teleskopen aus thermoplastischem Azetalkunststoff, Quintessenz Zahntechnik 12/1997.

41. Parvizi A, Lindquist T, Schneider R, Williamson D, Boyer D, Dawson DV. Comparison of the dimensional accuracy of injection-molded denture base materials to that of conventional pressure-pack acrylic resin. J Prosthodont. 2004 Jun;13(2):83-9.

42. Puigpelat A., Samson J., Anglada J.M., Ortiz E.: Nuevo material estético en prótesis parcial removable. Polioximetileno o resina acetalica. Odonto Estomatologia 2: 59-63, 1993.

43. Rutner, J.W., Radford, M.: Flexural properties und surfaxe finishing of acetal resin denture clasps, J. prosthodont 1999, 8 (3), Seiten 188-195.

44. Sergiani S., Docimo R., Barlattani A.: I provvisori in resina acetalica in protesi fissa. Atti 79° F.D.I., Milano Italy 7/13 ottobre 1991.

45. Testa M.: Esperienze sulle contenzioni in resina acetalica. La ferula T.L.M. Rassegna Odontotecnica 6: 33, 1991.

46. Varde Per U.: Registrazione del morso in cera per la costruzione del positioner. Mondo ortodontico, 16, 1: 85-89, 1991.

47. Zanutta M.: Apparecchi di contenzione. Attualita Dentale 19: 6-21, 1992.