

А.П.Воронов
И.Ю.Лебедеенко
И.А.Воронов

Ортопедическое лечение больных с полным отсутствием зубов



ОГЛАВЛЕНИЕ

РАЗДЕЛ I. Ортопедическое лечение больных при полной утрате зубов	6
Глава 1. Анатомо-топографические особенности строения беззубых челюстей	7
1.1. Классификация беззубых челюстей	15
1.2. Слизистая оболочка	18
1.2.1. Податливость слизистой оболочки	19
1.2.2. Болевая чувствительность	22
Глава 2. Хронические заболевания слизистой оболочки полости рта	25
2.1. Кандидоз	25
2.2. Травматический фиброматоз	28
2.3. Красный плоский лишай	28
2.4. Лейкоплакия	29
2.4.1. Лейкоплакия курильщиков Таппейнера (ЛКТ)	30
2.5. Красная волчанка	31
2.6. Пузырчатка	31
2.7. Рак губы	32
2.8. Рак слизистой оболочки полости рта	32
2.9. Сифилис	33
2.10. Оральная инфекция у иммунокомпрометированных больных	35
2.10.1. Иммунокомпрометированные состояния	35
2.11. Особенности ортопедического лечения больных с хроническими заболеваниями слизистой оболочки полости рта	35
Глава 3. Обследование больного. Диагноз	37
3.1. Психологическая подготовка	37
3.2. Фиксация протезов	39
3.2.1. Вспомогательные методы фиксации	40
Глава 4. Оттиски	44
4.1. Классификация оттисков	44
4.2. Ложки для снятия оттисков	45
4.2.1. Изготовление и применение индивидуальных ложек-базисов из пластмассы	46
4.2.1.1. Припасовка индивидуальной ложки на верхнюю челюсть ..	49
4.2.1.2. Припасовка индивидуальной ложки на нижнюю челюсть ..	49
4.3. Получение функционально-присасывающихся оттисков	50
Глава 5. Определение центрального соотношения челюстей	56
5.1. Методы определения центрального соотношения челюстей	57
5.1.1. Анатомо-физиологический метод	57
5.1.2. Функционально-физиологический метод	62

Глава 6. Понятие о стабильности протезов	67
6.1. Компоненты жевательной системы и их функциональное взаимодействие	69
6.2. Биомеханика движений нижней челюсти.....	83
6.3. Аппараты, воспроизводящие движения нижней челюсти	89
6.3.1. Лицевая дуга	94
Глава 7. Конструирование искусственных зубных рядов	98
7.1. Искусственные зубы	98
7.2. Постановка зубов по стеклу	101
7.3. Постановка зубов по сферическим окклюзионным поверхностям	103
7.4. Постановка искусственных зубных рядов по Герберу	107
7.5. Постановка искусственных зубных рядов по Эндру	107
7.6. Биогенная система протезирования	108
7.7. Клиника протезирования по Лауритцену.....	118
7.8. Конструирование базисов протезов для нормализации речевой функции.....	120
7.9. Моделировка базиса протеза	122
7.10. Протезирование при аномалиях челюстей и их положения	127
Глава 8. Эстетические аспекты изготовления полных съемных протезов	129
Глава 9. Проверка конструкции протезов	151
9.1. Ошибки, допускаемые при неправильной фиксации центрального соотношения	151
9.2. Наложение протезов. Правила пользования, коррекция и адаптация к пластиночным протезам.....	155
9.3. Определение жевательной эффективности протезов	158
Глава 10. Перебазировка пластиночных протезов	161
10.1. Починка пластмассовых протезов	163
10.2. Протезы с двухслойными базисами.....	164
10.3. Адгезия эластичной подкладки к базису протеза.....	175
10.4. Протезы с титановыми базисами.....	180
Глава 11. Ортопедическое лечение лиц пожилого и старческого возраста с учетом возрастных особенностей	186
11.1. Протезирование при наличии одиночных корней	191
11.2. Изготовление протезов с магнитными фиксаторами	194
11.3. Протезирование при отсутствии зубов на одной из челюстей.....	198
11.4. Стоматологическая имплантология.....	199
Глава 12. Непереносимость протезов из пластмассы	214
12.1. Особенности повторного протезирования.....	220
Глава 13. Иммедиат-протезы	222
Глава 14. Протезирование больных при наличии дефектов челюстей и полной утрате зубов.....	225
РАЗДЕЛ II. Материалы, применяемые для изготовления пластиночных протезов при полной утрате зубов	229
Глава 15. Основные конструкционные материалы.....	233
15.1. Пластмассы для базисов протезов	233

15.2. Пластические массы горячей полимеризации	239
15.3. Полимеризация базисных пластмасс в СВЧ-печах	248
15.4. Пластмассы горячего отверждения, выпускаемые промышленностью. 252	
15.5. Пластические массы холодной полимеризации	256
15.6. Пластмассы холодного отверждения для починки и исправления протезов .	261
15.7. Металлы	264
15.7.1. Сплавы на основе золота	264
15.7.2. Сплавы на основе благородных металлов	267
15.7.3. Другие лигатурные металлы	271
15.7.4. Сплавы титана	274
15.7.5. Изменения свойств сплавов на различных технологических этапах	276
15.7.6. Физико-механические и токсико-гигиенические характеристики конструкционных материалов магнитных фиксаторов	279
Глава 16. Вспомогательные материалы	282
16.1. Оттисковые материалы	282
16.1.1. Кристаллизующиеся материалы	283
16.1.2. Эластичные оттисковые материалы	284
16.1.3. Термопластические оттисковые материалы	291
16.2. Гипс	292
16.3. Изолирующие материалы	295
16.4. Адгезивные средства для улучшения фиксации съемных пластиночных протезов	298
16.5. Базисные воски	299
16.6. Абразивные материалы	301
16.7. Средства для определения окклюзии и артикуляции	307
Список литературы	317

РАЗДЕЛ I. ОРТОПЕДИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ БОЛЬНЫХ ПРИ ПОЛНОЙ УТРАТЕ ЗУБОВ

ВВЕДЕНИЕ

Причинами полной потери зубов чаще всего являются кариес и его осложнения, пародонтит и другие заболевания, а также травма и очень редко первичная (врожденная) адентия. В развитых странах в настоящее время увеличивается продолжительность жизни населения. В связи с этим возрастает число лиц с полным отсутствием зубов. Исследования, проведенные в некоторых странах, выявили большой процент полного отсутствия зубов у людей старческого возраста. Так, в США число беззубых пациентов старческого возраста доходит до 50%, в Швеции — до 60%, а в Великобритании и Дании оно превышает 70—75%. В России полное отсутствие зубов в возрасте 40—49 лет встречается у 1%, 50—59 лет — у 5,5% и старше 60 лет — у 25% обследованных.

Протезирование в случае полного отсутствия зубов, особенно на нижней челюсти, — одна из наиболее сложных проблем ортопедической стоматологии, которая до настоящего времени еще не решена окончательно. Не случайно А.И.Рыбаков и соавт. (1966), Якоб, Базиянц (1978) указывают, что 24,9% больных не пользуются протезами для беззубых челюстей.

Результат протезирования при полной утрате зубов зависит от:

- анатомических условий в полости рта;
- профессионализма врача;
- профессионализма зубного техника;
- характера больного (типа нервной деятельности);
- используемых материалов;
- применяемых оборудования и методик.

При протезировании больных, у которых отсутствуют все зубы, необходимо решить три основных задачи: 1) как укрепить протезы на беззубых челюстях; 2) как сконструировать зубные ряды в протезах, чтобы они функционировали синхронно с другими органами жевательного аппарата, участвующими в обработке пищи, образовании звуков, дыхании; 3) как определить необходимую, строго индивидуальную величину и форму протезов, чтобы наилучшим образом восстановить пропорции лица (эстетика).

Для того чтобы правильно решить эти задачи, прежде всего необходимо хорошо знать топографию беззубых челюстей и слизистой оболочки рта.

ГЛАВА 1. АНАТОМО-ТОПОГРАФИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ СТРОЕНИЯ БЕЗЗУБЫХ ЧЕЛЮСТЕЙ

В связи с полной потерей зубов наблюдаются выраженные функциональные нарушения в челюстно-лицевой системе, сопровождающиеся атрофией лицевого черепа и покрывающих его мягких тканей. Тело и ветви челюстей становятся тоньше, а угол нижней челюсти — более тупым. У таких больных резко выражены носогубные складки, опущены кончик носа, углы рта и даже наружные края век. Нижняя треть лица значительно уменьшается в размерах. Появляется дряблость мышц, и лицо приобретает старческое выражение (см. рис. 1.1). На верхней челюсти в большей степени выражена атрофия костной ткани вестибулярной поверхности альвеолярного отростка, на нижней — язычной, в связи с чем развивается так называемая старческая прогения.

При полной потере зубов различают функциональные и морфологические изменения жевательных мышц. Прежде всего из-за уменьшения жевательной нагрузки мышцы уменьшаются в объеме, становятся дряблыми, частично атрофируются. При этом продолжительность фазы биоэлектрического покоя больше, чем периода активности. Изменения происходят и в височно-нижнечелюстном суставе (ВНЧС): суставная ямка становится более плоской, головка смещается кзади и вверх.

Сложность ортопедического лечения заключается в том, что вследствие потери зубов и развития атрофических процессов утрачиваются ориентиры, определяющие высоту и форму нижнего отдела лица.

В губной области лица расположена круговая мышца рта, окружающая ротовое отверстие. Полость рта открывается на лице ротовой щелью, являющейся границей между верхней и нижней губами (см. рис. 1.2). По середине верхней губы находится вертикальный подносовой желобок, который идет от перегородки носа до губного бугорка на красной кайме верхней губы. При растянутых в стороны губах (при улыбке) нижний край губного бугорка обычно соответствует шейкам верхних передних зубов и располагается по средней линии лица. Латерально верхняя и нижняя губы переходят в углы рта, которые находятся на уровне окклюзионной поверхности первых верхних премоляров. От щек губы отделены косыми желобками, идущими от крыльев носа к углам рта. Нижняя губа отграничена от подбородка поперечным подбородочно-губным желобком.

Конфигурация губной области лица и прилегающих носогубных и подбородочно-губного желобков зависит от индивидуальных особенностей и вида прикуса. После утраты зубов знание закономерностей строения лица и отдельных его элементов приобретает важное значение для восстановления правильной, гармоничной формы лица, а также всей зубочелюстной системы. Необходимо иметь в виду, что в преклонном возрасте в связи со значительными атрофическими изменениями лицевого черепа, жевательной и мимической мускулатуры условия для проведения восстановительной



Рис. 1.1. Внешний вид человека при полной утрате зубов до (а, б) и после (в, г) протезирования.

терапии ухудшаются. Соответственно ограничены возможности достижения высоких эстетических результатов. В этих случаях все усилия должны быть направлены в первую очередь на восстановление функции жевания и речи.

На верхней челюсти необходимо обратить внимание прежде всего на выраженность уздечки верхней губы, которая может прикрепляться на различном расстоянии от вершины альвеолярного отростка в виде тонкого и узкого образования или веерообразного тяжа шириной до 7 мм. Иногда справа или слева от уздечки в области переходной складки встречаются небольшие углубления, которые очень хорошо проявляются на оттиске. Однако получившиеся на протезе выпуклости необходимо сошлифовать, в противном случае возникнут намины. На боковой поверхности верхней челюсти располагаются щечно-альвеолярные складки — по две с каждой стороны. Их выраженность и количество варьируют в зависимости от степени выраженности атрофических изменений. За бугром верхней челюсти расположены крылочелюстные складки, которые распрямляются при сильном открывании рта. Перечисленные анатомические образования могут сбрасывать съемные протезы или ущемляться, поэтому их следует учитывать при получении оттисков и оформлении границ съемных протезов на верхней челюсти.

Граница между твердым и мягким небом называется линией «А». По средней линии твердого неба костная основа заканчивается более или менее выраженным выступом, по форме напоминающим язычок. О топографии линии «А» существуют различные мнения. С.Свенсон (1964), А.И.Бетельман (1965), Т.Ли (1975) считают, что она пресекает небо позади альвеолярных бугров и небных ямок. На основании своего 40-летнего клинического опыта мы пришли к выво-

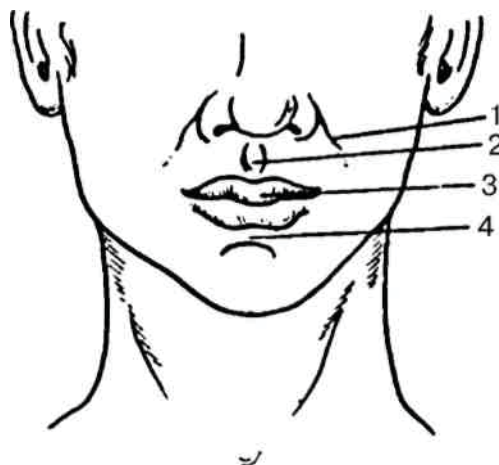


Рис. 1.2. Схематическое изображение губной части лица (анфас): 1 — носогубная борозда; 2 — подносовой желобок; 3 — губной бугорок; 4 — подбородочно-губная борозда.

ду, что конфигурация линии «А» может варьировать в зависимости от формы костной основы твердого неба. Соответственно, линия «А» может быть смещена до 2 см в сторону твердого неба кпереди, располагаться по линии, проведенной на уровне основания верхнечелюстных бугров, или смещаться в сторону мягкого неба и глотки также до 2 см (рис. 1.3).

Большое внимание этому вопросу уделял Ш.И.Городецкий (1951), который

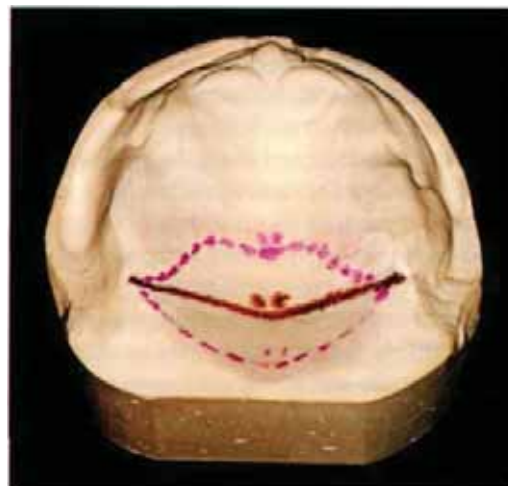


Рис. 1.3. Варианты конфигурации линии «А».



Рис. 1.4. Формы ската мягкого неба: 1 — крутой; 2 — средний; 3 — пологий.

в этой области выделил 7 зон: по 3 с каждой стороны и центральную. Кроме того, он писал, что линия «А» может быть как зона шириной до 6 мм или как линия. Если это зона, то задний край верхнего протеза можно заканчивать на этой зоне и не важно, где, а если это линия, то ее необходимо перекрывать. Ш.И.Городецкий рекомендовал в области линии «А» делать на гипсовой модели гравировку.

Линия «А» служит ориентиром для определения границы заднего края съемного протеза: при полном отсутствии зубов задний край протеза должен перекрывать ее на 1—2 мм. Ориентиром служат слепые отверстия.

Степень возможного удлинения дистального края протеза зависит также от формы и величины угла наклона мягкого неба по отношению к глотке. Различают три формы ската мягкого неба: крутой, пологий и средний (рис. 1.4). При крутом, обрывистом небном скате задний край твердого неба соответствует месту перехода неподвижной слизистой оболочки в подвижные ткани мягкого неба. В таких случаях возможность удлинения дистального края протеза весьма ограничена, и небный клапан представляется в виде узкой полосы. При пологом скате мягкого неба ширина небного клапана может быть максимальной, при среднем наклоне ската — средней величины.

На вершине альвеолярного отростка соответственно расположению центральных резцов и срединному шву лока-

лизуется резцовый сосочек. В передней трети твердого неба с ним граничат поперечные складки. Эти анатомические образования должны быть хорошо отображены на оттиске. В противном случае они будут ущемляться и причинять боль при пользовании протезами.

Шов твердого неба образуется в результате сращения небных отростков верхнечелюстных и горизонтальных пластинок небных костей, что называется небным валиком, или торусом. Он может простирается по всей длине твердого неба. Торус, как правило, покрыт тонкой, неподатливой слизистой оболочкой и является неблагоприятным фактором при протезировании больных. По данным К.Л.Хайт (1947), торус встречается у 20—60% людей.

По мнению Мартина (1928), небный торус развивается в постэмбриональном периоде и представляет собой гиперплазию компактного вещества срединного шва. Небный валик считается вариантом нормального строения, являющимся следствием зарастания небного шва. К.Л.Хайт различает следующие формы торуса: веретенообразную, яйцевидную, смешанную, дольчатую и атипичную. По локализации он выделяет 3 типа: центральный — валик располагается в середи-



Рис. 1.5. Торус на верхней челюсти.

не неба; задний — располагается в задней трети неба; тотальный, когда валик занимает почти все твердое небо. По данным П.Танрыкулиева, высота выраженного торуса может достигать до 20 мм (рис. 1.5).

Как правило, при наличии торуса зубной техник его изолирует, наклеивая на модель пластину из свинца. Однако при этом не учитывается разница в степени податливости слизистой оболочки на других участках челюсти и в области торуса. Кроме того, края полученной камеры, как правило, острые, поэтому их затем приходится сошлифовывать. Зная разницу в степени податливости слизистой оболочки, техник должен делать камеру на эту глубину. Другим методом является наклейка на торус в полости рта одного, двух или трех слоев липкого пластыря в зависимости от разной степени податливости слизистой оболочки на торусе и в других участках твердого неба и альвеолярных отростков перед получением оттиска.

Общеизвестно, что граница протезного ложа на беззубой нижней челюсти, как правило, значительно меньше, чем на верхней. Это связано как с некоторым изменением положения смежных органов, так и с особенностями расположения уздечек, тяжей и других образований. После потери зубов изменяется форма языка, и он занимает место отсутствующих зубов. Подъязычные железы также могут располагаться на вершине альвеолярного отростка.

При изготовлении протезов на нижние беззубые челюсти необходимо обращать внимание и на выраженность уздечки нижней губы и языка (так называемое седло), щечно-альвеолярных складок и следить за тем, чтобы эти образования получили четкое отображение на оттисках.

Щечный отдел протезного пространства включает зону, ограниченную спереди щечным тяжом, сзади — передним

краем слизистого бугорка нижней челюсти, снизу — дном переходной складки вплоть до наружной косой линии и с боков — слизистой оболочкой щеки и альвеолярного отростка. В результате атрофии альвеолярного отростка и изменений соотношения окружающих мягких тканей на месте удаленных зубов, с одной стороны, и со щекой — с другой, образуется индивидуальное по форме и размеру пространство, названное Е.Фишем (1937) «щечным карманом» и Т.Свенсоном (1964) — «щечной полкой». Оба автора подобный карман анатомически не выделяют и считают, что он образуется при наполнении пищи преддверия рта. К.Л.Хаит (1951) вообще отрицает его существование. Е.Фиш (1933), Р.Тенч (1934), Т.Свенсон (1953), Н.В.Калинина (1974), И.М.Оксман (1967) и др. указывают на возможность максимального расширения базиса в этой области. И.Кемени описывает щечную щель, которая располагается между альвеолярным отростком и щекой в зоне удаленного второго моляра. Как указывает И.Кемени (1965), при изготовлении протезов с расширенными границами базиса необходимо вводить в эту щель, чтобы получить замыкающий клапан на данном участке.

При обследовании больных с полным отсутствием зубов большое внимание уделяют ретромолярной области, поскольку она используется при расширении границ протеза на нижней челюсти. Здесь же находится так называемый позадиомолярный бугорок. Он может быть плотным и фиброзным или мягким и податливым, но в любом случае его нужно перекрыть протезом.

Ретромолярная область находится в самом дистальном конце протезного ложа за щечным карманом. Костной основой этой зоны служит ретромолярный треугольник с одноименной ямкой, которая заполнена мягкими тканями и образует слизистый бугорок.

Происхождение слизистого бугорка А.Канторович (1930) объясняет тем, что после экстракции последних моляров более обширная и податливая слизистая оболочка ретромолярной области стягивается к атрофированному участку моляров и уплотняется. Согласно Ф.В.Град-док (1954), этот бугорок образуется после экстракции из дистального зубного сосочка последнего моляра. По утверждению Т.Свенсон (1964), передняя доля бугорка состоит из плотной соединительной ткани, задняя же доля, будучи мягкой, в основном содержит жировую и железистую ткань, а также мышечные волокна верхнего сжимателя глотки и щечной мышцы. На последний факт обратили внимание Е.Фиш (1933) и Г.И.Сидоренко (1955).

Сзади к позадимолярному бугорку прикрепляется довольно подвижная складка слизистой оболочки — *plica pterygomandibulare*. Под слизистой оболочкой этой складки находится сухожильная ткань, тянущаяся от крючка крыловидной кости к слизистой оболочке бугорка нижней челюсти. При широком открывании рта эта складка натягивается, поднимая заднюю часть слизистого бугорка нижней челюсти, и может сместить протез. Б.М.Марков (1966), Е.И. Ищенко (1965), Н.В.Калинина (1972), А.Н.Рябцев (1968), А.Л.Рожков (1971), Е.Фиш (1937), Ф.Герbst (1954), А.Громатка (1962), У.Осинг (1963), Л.Кобес (1963), Т.Свенсон (1964) рекомендуют слизистые бугорки беззубой челюсти всегда перекрывать базисом протеза. Г.И.Сидоренко, В.А.Евтушенко (1955) считают, что, если бугорок неподвижен, его следует полностью перекрывать краем базиса. Если дистальная доля бугорка подвижна, то перекрывается ее нижняя половина. По И.Кеме-ни (1955, 1965), область слизистых бугорков пригодна для увеличения сил адгезии, но не для получения краевого клапана. Для создания последнего использует-

ся слизистая оболочка, окружающая бугорок. Считая вопрос о включении бугорка в протезное ложе спорным, он рекомендует перекрывать его только тогда, когда он неподвижен. При подвижности бугорка базис протеза перекрывает его только до половины. Такой же точки зрения придерживается А.И.Бетельман (1955).

Мы считаем, что в любом случае ретромолярный бугорок необходимо перекрывать краем протеза. Во-первых, он является ориентиром для установки калоты при некоторых видах постановки зубов; во-вторых, за счет него расширяются границы базиса нижнего протеза; и, в-третьих, протез всегда можно укоротить, если в этом есть необходимость, а вот удлинение протеза сопряжено с определенными действиями.

Ретроальвеолярная область расположена с внутренней стороны угла нижней челюсти. Сзади она ограничена передней небной дужкой, снизу — дном полости рта, изнутри — корнем языка; наружной границей ее является внутренний угол нижней челюсти. Эту область также необходимо использовать при изготовлении пластиночных протезов. С целью определения возможности создания «крыла» протеза в ретроальвеолярную область вводят указательный палец и просят больного коснуться языком щеки с противоположной стороны. Если при таком выдвигании языка палец остается на месте (не выталкивается), то край протеза можно довести до дистальной границы этой зоны. Если же палец выталкивается, то создание «крыла» нецелесообразно: такой протез будет выталкиваться корнем языка.

В этой области располагается продольный, часто резко выраженный и острый выступ — внутренняя косая линия, которую необходимо учитывать при изготовлении протезов. При наличии острой внутренней косой линии в протезе

нужно сделать углубление, чтобы изолировать ее или изготовить в этом месте эластичную прокладку.

На нижней челюсти иногда встречаются костные выступы, носящие название экзостозов. Они, как правило, располагаются в области премоляров с язычной стороны челюсти и в области 32|23 зубов с вестибулярной поверхности нижней челюсти (рис. 1.6). Перед протезированием необходимо тщательно изучить анатомические и физиологические особенности языка и связанные с ним окружающие подвижные ткани. После протезирования язык должен нормально осуществлять свои функции (речевые, жевательные, глотательные, вкусовые) и в то же время способствовать стабильности полного съемного протеза беззубой нижней челюсти. Недооценка роли

языка при протезировании часто приводит к неудачам, поэтому при обследовании, диагностике и в плане лечения должны быть учтены анатомо-физиологические особенности языка больного.

Язык является органом, оказывающим влияние на фиксацию протеза беззубой нижней челюсти. Однако в клинике в основном ограничиваются изучением подъязычных структур и их отношений к протезному ложу. Как известно, язык имеет непосредственный контакт с альвеолярным отростком, губами и твердым небом. Правильное расположение базиса и искусственных зубов протеза с язычной стороны может сыграть важную роль в фиксации протеза. При оценке языка следует дифференцировать нормальное его состояние от патологических отклонений (см. рис. 1.7).

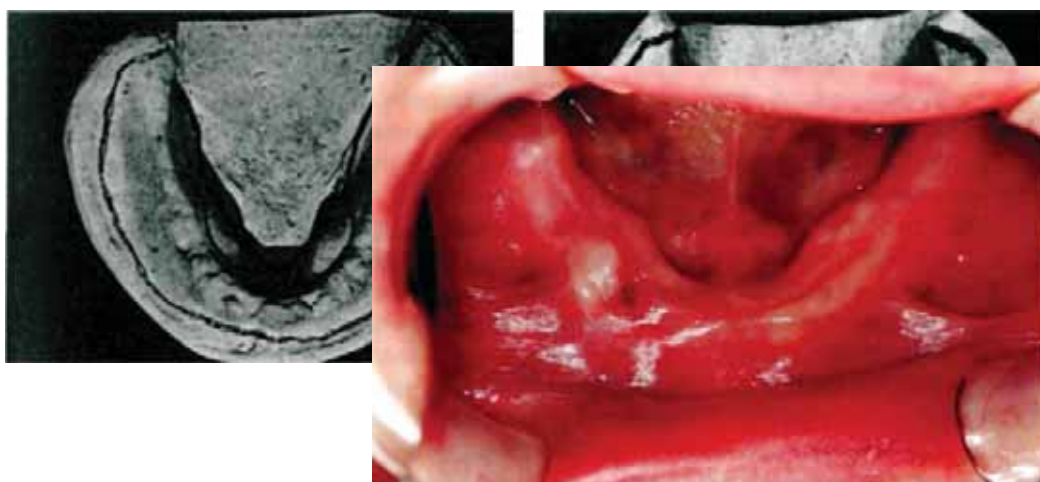


Рис. 1.6. Экзостозы нижней челюсти.

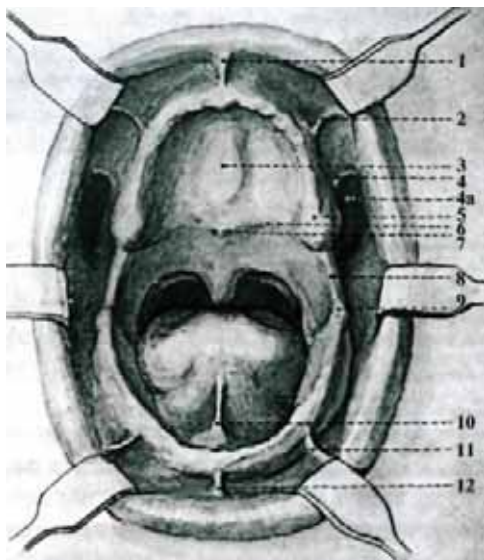


Рис. 1.7. Полость открытого рта: 1 — уздечка верхней губы; 2 — щечная складка; 3 — торус; 4 — щечная складка; 4а — забугровое пространство; 5 — бугор верхней челюсти; 6 — линия «А»; 7 — слепые ямки; 8 — крыло-челюстная связка; 9 — позадиомолярный бугорок; 10 — уздечка языка; 11 — щечная складка; 12 — уздечка нижней губы.

Моторную функцию языка могут изменять различные заболевания (инсульт, травма, гипертрофия, воспалительные процессы и др.). Важное значение имеют размеры языка. Для хорошей стабильности съемного протеза на беззубой нижней челюсти желательно, чтобы размеры языка соответствовали пространству, где он функционирует. В этом случае язык может без затруднения располагаться в пределах периферических границ протезного ложа и при правильном моделировании язычного борта базиса может улучшать стабильность протеза.

Неблагоприятны для протезирования как микро-, так и макроглоссия. При микроглоссии язык располагается на расстоянии от края базиса до искусственных зубов протеза. При этом отсутствует благоприятное соприкосновение его с протезом, в результате усложняется удержи-

вание пищи на зубах, происходит накопление пищи под протезом и ослабление его устойчивости.

При макроглоссии увеличенный язык занимает значительную часть протезного ложа беззубой нижней челюсти. Одной из причин, вызывающих увеличение языка, является нарастающая его гиперфункция. Чаще всего язык гипертрофируется после полной потери зубов. Отсутствие зубов вынуждает больного разминать пищу языком, что приводит к усилению тонуса и величины мышц. При этом язык легко выталкивает протез из его ложа, стабильность протеза нарушается, пока не произойдет адаптация языка к новому положению.

Неблагоприятно влияет на устойчивость протеза также ограничение движения языка, дрожание и другие невротические явления. Клиническая оценка размеров языка, его тонуса, функционального состояния может помочь ортопеду прогнозировать возможности больного пользоваться протезом, конструировать протез с учетом особенностей языка. О наличии аномального языка больного следует информировать заранее, указав на возможные трудности во время привыкания к протезу. Если же пациенту сообщить об этих трудностях после наложения протезов, то он посчитает их результатом плохой конструкции протеза. Длинный край базиса не только вызывает неудобства, но и приводит к нарушению краевого клапана при нормальных движениях языка. Такие же последствия могут возникнуть и при коротком язычном крае базиса протеза.

Как известно, в языке различают наружную и внутреннюю группы мышц. К наружным относится часть волокон небно-язычной, шилоязычной мышц у корня языка. Но основную массу составляет подбородочно-язычная мышца. Она начинается от верхнего края подбородочной ости и веерообразно расходит-

ся в языке. При ее сокращении язык выдвигается вперед. Внутренняя группа мышц языка состоит из продольной мышцы, которая может укорачивать язык и поднимать его кончик кверху, смещать в сторону и опускать вниз. Поперечная мышца суживает и удлиняет язык, вертикальная — делает язык плоским и широким.

Следовательно, при правильном формировании базиса указанные мышцы, изменяя форму языка, могут оказывать удерживающее влияние на протез. Здесь уместно использовать антагонизм мышц языка и мышц щек и губ. Так, если левая сторона языка и мышцы щеки прижаты к зубному протезу одновременно, то противонаправленность силы будет фиксировать протез на ложе. В переднем отделе такое же укрепляющее действие на протез оказывают подбородочно-язычная и круговая мышцы рта. Когда правая и левая мышцы щеки действуют одновременно, как это бывает при жевании и глотании, протез хорошо удерживается. Кроме того, он может фиксироваться и при пассивном состоянии мышц языка, щек и губ. В этом случае он удерживается в силу своего веса и давления. Для проявления их достаточно создать определенный наклон отполированных поверхностей протеза между щеками и нижней челюстью, с одной стороны, и языком — с другой.

Для проявления этой роли мышц определенное значение имеют постановка зубов и форма зубной дуги. В частности, искусственные зубы не должны быть расположены с наклоном в сторону языка, хотя есть мнение, что такая постановка зубов может укрепить протез (Карелина З.А., 1975). Наблюдения показывают, что узкая зубная дуга стесняет язык и мешает ему занимать свою нормальную позицию. При этом больной делает попытку оттянуть язык назад и поневоле выталкивает протез. При относительном

физиологическом покое боковые поверхности языка обычно находятся в контакте с зубами протеза, близко к их окклюзионным поверхностям, а спинка языка соприкасается с твердым и мягким небом. Во время движения нижней челюсти язык пассивно следует за ней и контакт между зубами и языком не нарушается. При открывании рта язык отрывается от неба, опускается и слегка изгибается над окклюзионной поверхностью зубов. Из этого положения он переворачивает пищу и проталкивает ее между зубами. Если высота зубов нижнего протеза выше положения языка, то при жевании язык легко выталкивает протез из ложа.

При конструировании полных протезов необходимо учитывать возможности свободного, четкого отправления речевой артикуляции. В этом отношении чрезмерно толстые базисы, покрывающие небо, создают определенные трудности речевой функции языка, т.е. толщина базиса протеза не должна превышать 0,6—1 мм. При протезировании четкость речи можно наблюдать во время проверки конструкции съемных протезов. На речевую функцию языка отрицательно влияют как повышение, так и снижение межальвеолярной высоты, характер постановки передних зубов.

Экзостозы могут быть причиной баланирования протеза, приводящего к травмированию слизистой оболочки. В таких случаях также производят изоляцию экзостозов или на соответствующих участках протеза делают мягкую прокладку. Край протезов во всех случаях должны перекрывать эти костные выступы, в противном случае может нарушаться функциональная присасываемость.

1.1. КЛАССИФИКАЦИЯ БЕЗЗУБЫХ ЧЕЛЮСТЕЙ

После удаления зубов альвеолярные отростки на челюстях обычно хорошо

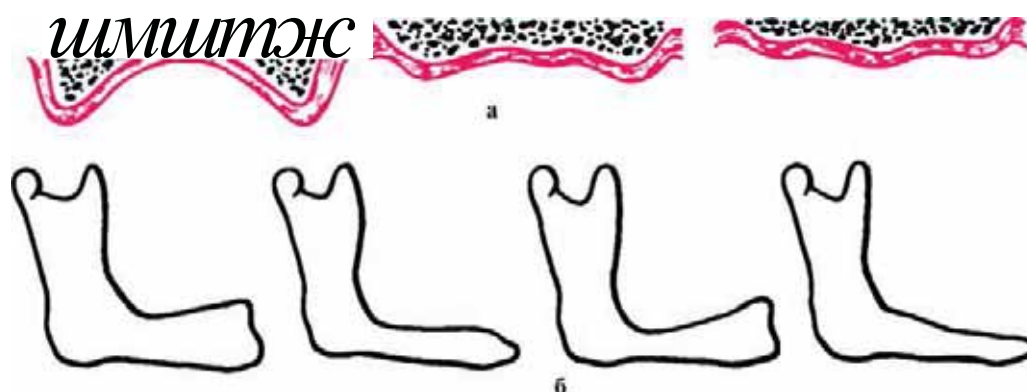


Рис. 1.8. Типы атрофии при полной утрате зубов: а — верхней челюсти; б — нижней челюсти.

выражены, однако со временем они атрофируются, причем чем больше времени прошло после удаления зубов, тем резче выражена атрофия. Если причиной полной утраты зубов был пародонтит, то атрофические процессы, как правило, протекают быстрее. После удаления всех зубов процесс продолжается в альвеолярных отростках и теле челюсти.

С целью оценки состояния беззубых челюстей предложены различные классификации. Они в какой-то степени определяют план лечения, помогают взаимоотношению врачей и облегчают запись в истории болезни. Изучив классификации типов беззубой челюсти, врач заранее представляет, с какими особенностями и трудностями ему предстоит встретиться. Наибольшее распространение получили классификация Шредера для беззубой верхней челюсти и Келлера — для нижней.

В классификации Шредера представлены три типа беззубой верхней челюсти.

Первый тип — высокий альвеолярный отросток, равномерно покрытый плотной слизистой оболочкой, хорошо выраженные верхнечелюстные бугры, глубокое небо, слабо выраженный торус или его отсутствие.

Второй тип — средняя степень атрофии альвеолярного отростка, умеренно

выраженные верхнечелюстные бугры, средней глубины небо, выраженный торус.

Третий тип — полное отсутствие альвеолярного отростка, резко уменьшенные размеры тела челюсти и верхнечелюстного бугра, плоское небо, широкий торус.

Наиболее благоприятным для ортопедического лечения является первый тип беззубой верхней челюсти (рис. 1.8).

А. И. Дойников добавил к классификации Шредера еще 4-й и 5-й типы беззубых челюстей.

Четвертый тип — хорошо выраженный альвеолярный отросток во фронтальном отделе и значительная атрофия в боковых.

Пятый тип — выраженный альвеолярный отросток в боковых отделах и значительная атрофия во фронтальном.

Для фиксации протезов, кроме типа или степени атрофии, имеет значение форма альвеолярных отростков. Различают отвесную, пологую (дивергирующую) и конвергирующую (с навесами) формы вестибулярного ската (рис. 1.9). Для сохранения присасываемости протеза во время жевания наиболее благоприятным является альвеолярный отросток, имеющий отвесную форму вестибулярного ската. Менее благоприятной для со-

здания и сохранения клапана является пологая форма.

Часть авторов считает, что при нависающей форме вестибулярного ската для беспрепятственного наложения протеза на челюсть и создания функциональной присасываемости протеза иногда целесообразна альвеолотомия. Однако опыт показывает, что при наличии достаточной анатомической ретенции на челюсти (хорошо сохранившиеся альвеолярные отростки, глубокий небный свод и др.) хирургическая подготовка не обязательна. В этих случаях указанные образования обеспечивают механическую ретенцию протеза.

Для беззубой нижней челюсти широко известна классификация Келлера, который выделяет четыре типа атрофии.

Первый тип — челюсть с резко выраженной альвеолярной частью, переходная складка расположена далеко от ее гребня.

Второй тип — резкая равномерная атрофия всей альвеолярной части, подвижная слизистая оболочка расположена почти на уровне гребня.

Третий тип — альвеолярная часть хорошо выражена во фронтальном отделе и резко атрофирована в области жевательных зубов.

Четвертый тип — альвеолярная часть резко атрофирована во фронтальном отделе и хорошо выражена в области жевательных зубов.

При лечении наиболее благоприятными считаются первый и третий типы беззубой нижней челюсти.

В.Ю.Курляндский (1953) построил свою классификацию с учетом не только степени убыли костной ткани альвеолярной части беззубой нижней челюсти, но также от изменения топографии и места прикрепления сухожилий мышц. Он различает пять типов атрофии беззубой нижней челюсти. Если сопоставить клас-

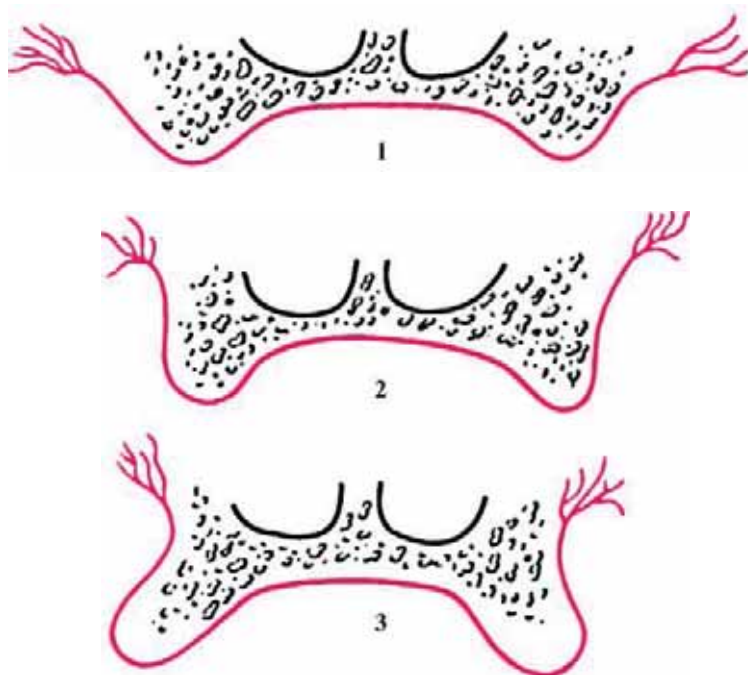


Рис. 1.9. Формы вестибулярного ската альвеолярного отростка: 1 — отлогий; 2 — отвесный; 3 — с навесами.

сификации Келлера и Курляндского, то третий тип атрофии по Курляндскому можно расположить между вторым и третьим типами по Келлеру: атрофия произошла ниже уровня мест прикрепления мышц с внутренней и внешней стороны.

И.М.Оксман предложил единую классификацию для верхних и нижних беззубых челюстей. Согласно этой классификации, различают четыре типа беззубых челюстей. При 1-м типе верхней беззубой челюсти имеются сохранившийся альвеолярный отросток, хорошо выраженные бугры, высокий свод твердого неба и высокое расположение переходной складки и точек прикрепления уздечек и щечных тяжей. При 2-м типе наблюдаются средневыраженная атрофия альвеолярного отростка и верхнечелюстных бугров, менее глубокое небо и более низкое прикрепление уздечек и складок слизистой оболочки. При 3-м типе в результате значительной атрофии альвеолярный отросток исчезает или он едва выражен и свод твердого неба становится плоским. Для 4-го типа характерна неравномерная атрофия альвеолярного отростка, т.е. сочетание признаков предыдущих трех типов.

Этими же признаками характеризуются типы нижней беззубой челюсти. При 1-м типе имеются хорошо сохранившийся альвеолярный отросток, глубокое расположение переходной складки и дна полости рта. Для 2-го типа характерны средневыраженная атрофия и менее глубокое расположение переходной складки и уздечек. При 3-м типе беззубой челюсти альвеолярный отросток отсутствует или слабо выражен; точки прикрепления уздечек, переходная складка находятся на уровне верхнего края челюсти. При 4-м типе беззубой нижней челюсти атрофия выражена неравномерно.

Для фиксации протеза наиболее удобны 1-й и 2-й типы беззубых челюстей. При 3-м типе фиксация протеза представляет большие трудности.

К сожалению, как показывает практика, ни одна из классификаций не в состоянии предусмотреть все многообразие встречающихся вариантов атрофии челюстей. Кроме того, не меньшее, а иногда и большее значение имеют форма, рельеф и ширина альвеолярного гребня. Например, наиболее благоприятным для обеспечения устойчивости протеза и восприятия жевательного давления является альвеолярный отросток умеренной высоты, но широкий и не очень высокий, но узкий.

1.2. СЛИЗИСТАЯ ОБОЛОЧКА

Поверхность слизистой оболочки полости рта покрыта многослойным плоским эпителием, верхние слои которого не подвергаются ороговению. Эпителий располагается на собственной оболочке (tunica propria), развитой неодинаково в различных отделах полости рта.

Десна покрыта многослойным плоским эпителием, на наружной стороне которого имеется слой клеток ороговевших, но сохранивших свои ядра. Из-за отсутствия подслизистого слоя десна неподвижно соединена с периостом подлежащей кости.

Слизистую оболочку полости рта можно разделить на неподвижную и подвижную. Различают три типа слизистой оболочки.

Нормальная — характеризуется умеренной податливостью, хорошо увлажнена, бледно-розового цвета, минимально ранима. Наиболее благоприятна для фиксации протезов.

Гипертрофированная — характеризуется большим количеством межучного вещества, при пальпации рыхлая, гиперемирована, хорошо увлажнена. При такой слизистой оболочке создать клапан не трудно, но протез на ней подвижен из-за ее большой податливости.

Атрофированная — очень плотная, белесоватого цвета, сухая. Этот тип слизи-

стой оболочки самый неблагоприятный для фиксации протеза.

Suppli предложил термин «болтающийся гребень». В данном случае имеются в виду мягкие ткани, находящиеся на вершине альвеолярного отростка, лишенные костной основы. «Болтающийся гребень» встречается в области передних зубов после их удаления при пародонти-те, иногда в области верхнечелюстных бугров, когда произошла атрофия костной основы и в избытке остались мягкие ткани, иногда по всему альвеолярному отростку. Если такой гребень взять пинцетом, то он смещается в сторону. Существуют специальные приемы получения оттисков при протезировании больных с «болтающимся гребнем», которые будут описаны ниже (рис. 1.10).

Люнд делит всю слизистую оболочку на четыре зоны.

1. Область сагитального шва на твердом небе. Слизистая оболочка здесь тонкая. Она непосредственно прикрепляется к периосту и отличается минимальной податливостью. В средней ее части тянется крепкая, туго натянутая полоска слизистой оболочки. Этот участок Люнд назвал фиброзной зоной.

2. Альвеолярный отросток. Этот участок также покрыт туго натянутой, лишенной подслизистого слоя слизистой

оболочкой и называется по Люнду фиброзной периферической зоной.

3. Участок верхней челюсти в области поперечных небных складок. Здесь уже имеется небольшой подслизистый слой. Слизистая оболочка обладает средней податливостью.

4. Задняя треть твердого неба. Она имеет подслизистый слой, богатый слизистыми железами, жировой тканью. Этот слой самый податливый.

1.2.1. Податливость слизистой оболочки

Неподвижная слизистая оболочка на разных участках челюсти имеет неодинаковую податливость. Для определения последней предложены различные аппараты (А.П.Воронов, М.А.Соломонов, Л.Л.Соловейчик и др.). Наименьшей податливостью (0,1 мм) обладает слизистая оболочка в области небного шва, наибольшей (до 4 мм) — в задней трети твердого неба. Это так называемые подушки, или буферные зоны. Степень податливости необходимо учитывать при изготовлении съемных протезов, в противном случае протезы могут оказывать сильное давление на отдельные участки и способствовать возникновению на них пролежней или повышенной атрофии.

Исследование податливости слизистой оболочки протезного ложа представ-



Рис. 1.10. «Болтающийся гребень».

ляет интерес потому, что слизистая оболочка является основной опорой для всех пластиночных протезов. Но опора весьма многообразна как по своей форме, так и по степени податливости тканей, и эти ее свойства должны находить точное отображение в оттисках, с получения которых начинается обычно изготовление протезов.

При изготовлении пластиночных протезов, которые переносят давление на слизистую оболочку, покрывающую челюстные кости, следует учитывать действие на нее протезов. Чтобы уменьшить вредное влияние протезов на неподвижную слизистую оболочку, надо придать базису протеза такую форму, чтобы он давил на подлежащие ткани как можно равномернее.

Необходимо отметить, что постоянное соприкосновение протеза со слизистой оболочкой является необычным для физиологии слизистой оболочки, а следовательно, нужно стремиться к тому, чтобы неизбежные условия контакта слизистой оболочки и протеза сделать более благоприятными, т.е. обеспечить условия равномерного давления протеза на слизистую оболочку на всех участках ее, независимо от степени податливости

тканей. Эту задачу можно было бы сравнительно легко решить, если бы челюстные кости были покрыты на всем протяжении протезного ложа равномерным по толщине и податливости слоем слизистой, что в действительности никогда не встречается. Даже поверхностный осмотр слизистой оболочки протезного ложа, и особенно пальпация ее, показывает, что слизистая оболочка в различных участках имеет различную степень податливости.

Совершенно ясно, что для определения этой податливости в практической работе врача невозможно пользоваться гистологическими методами, и поэтому возникла необходимость в создании такого способа, который бы мог быть приемлем в практике. Таковы, например, приборы Гигера и М.А.Соломонова.

С целью более детального изучения вопроса о податливости слизистой оболочки протезного ложа А.П.Вороновым в 1964 г. был сконструирован аппарат (рис. 1.11), отличающийся от аппаратов Гигера и М.А.Соломонова. Он позволяет менять силу давления на слизистую оболочку и дает возможность уловить степень податливости слизистой оболочки от нескольких сотых миллиметра до 5 мм.

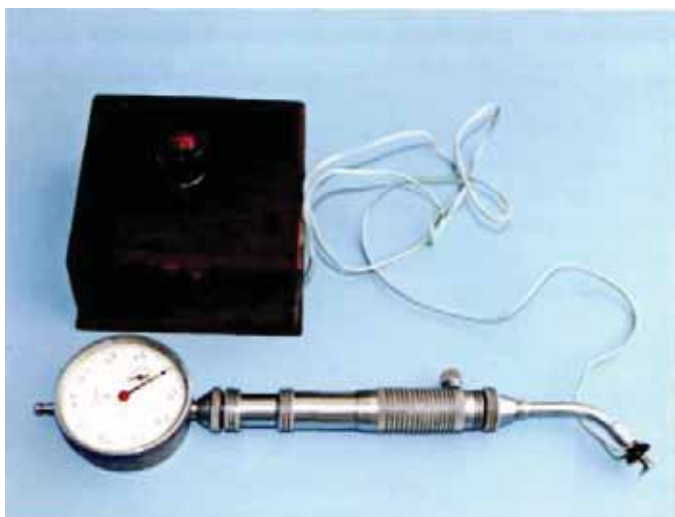


Рис. 1.11. Аппарат для определения степени податливости слизистой оболочки протезного ложа, предложенный А.П.Вороновым.

Аппарат (рис. 1.12, 1.13) состоит из: оправы (7), штока (5), зажима соединения (2) с индикатором, трубки (10), внутри которой для равномерной подачи штока заложены шарики (9). Внутри оправы находится пружина (6), силу которой можно регулировать завинчиванием гильзы (4). Посредством погружения валика (14) в слизистую оболочку давление через шарики и шток (5) передается на индикатор.

Основной частью аппарата является узел I, который расположен на конце трубки (10). Этот узел состоит из стального валика (14), заключенного внутри трубки (10) и упирающегося в шарики (9), с выступающим концом над стальной крышкой (15) на 5 мм. Текстилитовая втулка (17) с впаянными в нее концами проводов и крышка (15) образуют систему для осуществления замыкающего электроконтакта, который разобщается пружиной (16). Для контроля над погружением валика (14) в слизистую оболочку используется электросветовая система. В момент погружения валика в слизистую оболочку и достижения предела ее податливости при определенной силе пружины зажигается электрическая лампочка, вмонтированная в крышку коробки, где находится батарея 3,6 В. Цифровые показатели погружения валика в слизистую оболочку фиксируются стопорным винтом (11), расположенным на оправе (7) аппарата.

Техника применения аппарата (см. рис. 1.14). Аппарат берется исследователем в правую руку за оправу. Индикатор настраивается на «О». Наконечник аппарата вводится в полость рта больного и направляется на какую-либо анатомическую точку слизистой оболочки верхней челюсти. Для исследования на нижней челюсти наконечник аппарата поворачивают углом вниз. Нажатие наконечником на тот или иной участок слизистой оболочки проводится до момента зажигания индикаторной лампочки. В этом положе-

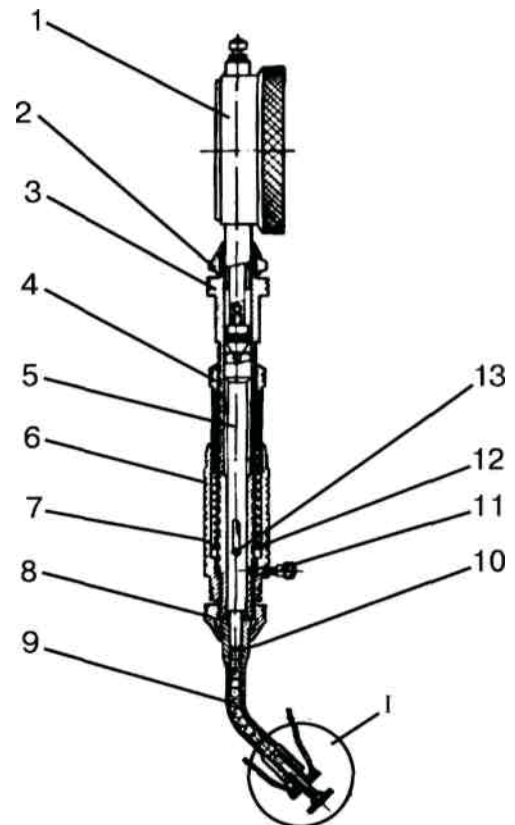


Рис. 1.12. Детали аппарата А.П.Воронова (обозначения в тексте).

14 15 16

Рис. 1.13. Схема узла I.

нии можно зафиксировать с помощью стопорного винта шток и снять с прибора цифровые показания.

Каждое измерение податливости слизистой оболочки с помощью этого прибора дает не только объективные данные о степени погружения валика в слизистую оболочку, но и данные о давле-



Рис. 1.14. Техника применения аппарата.

нии на единицу площади, при котором это погружение произошло. Возможность получения точных данных объясняется тем, что площадь валика постоянна и равна 12 мм^2 , а сила, развиваемая пружиной, также известна и, кроме того, может регулироваться путем перемещения гильзы. Таким образом, прибор позволяет в широком диапазоне менять нажимное усилие при различной податливости слизистой оболочки.

В отсутствие аппаратов степень податливости слизистой оболочки определяют с помощью пальцевой пробы.

1.2.2. Болевая чувствительность

При оценке болевой чувствительности необходимо учитывать, что слизистая

оболочка нижней челюсти отвечает на давление более выраженной болевой реакцией, чем при равных прочих условиях верхней челюсти (Воронов А.П., 1964).

Е.С.Ирошниковой (1968) был сконструирован специальный прибор — эстезиометр — для определения порога болевой чувствительности слизистой оболочки протезного ложа. Сравнительный анализ позволил выявить неодинаковую чувствительность слизистой оболочки на различных участках челюсти (рис. 1.15). Так, слизистая оболочка верхней челюсти на вестибулярной поверхности более чувствительна к боли, чем на оральной. Порог болевой чувствительности слизистой оболочки на вестибулярной поверхности в зоне 6|6 зубов равен 44 г/мм^2 , а на



Рис. 1.15. Эстезиометр.

оральной — 75 г/мм^2 . На нижней челюсти порог болевой чувствительности с вестибулярной стороны в области 6J6 зубов равен 36 г/мм^2 , с оральной — 41 г/мм^2 . Наибольшая чувствительность слизистой оболочки к боли (20 г/мм^2) с вестибулярной стороны наблюдается в области 2|2 зубов. Эти данные необходимо учитывать при планировании размеров базисов съемных протезов.

Приведенные данные отражают особенности строения и топографии отдельных участков слизистой оболочки полости рта, взаимодействующих с протезными базисами. Целое представление об архитектонике слизистой оболочки можно получить, лишь рассмотрев ее части в их единстве, которое обуславливает своеобразие слизистой оболочки и определяет, в конечном счете, форму зубных протезов. Такое представление можно получить, изучив рисунок 1.16. При этом следует обратить внимание на те пространства полости рта, в которых обычно располагаются зубные протезы. Альвеолярные отростки верхней и нижней челюстей на срезе имеют характерную форму — две сферические поверхности, обращенные друг к другу.

Слизистая оболочка щек и языка в значительной мере повторяет конфигурацию скатов альвеолярных отростков, но неплотно прилегает к ним. В области свода преддверия, его нижней гра-

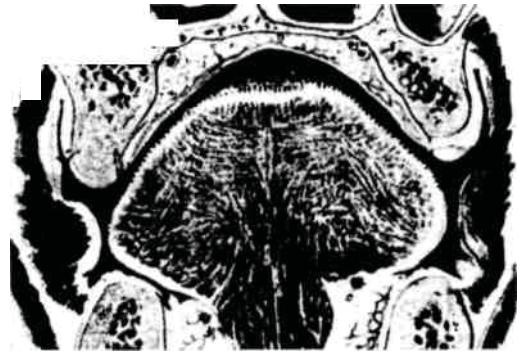


Рис. 1.16. Разрез челюстно-линейной области во фронтальной плоскости.

ницы, а также в области дна полости рта шелевидное пространство между альвеолярными отростками и слизистой оболочкой щек и языка приобретает сложный рельеф. Все пространство, в котором ранее находились утраченные зубы, заполнено мягкими тканями, а слизистые оболочки щек и языка почти соприкасаются друг с другом. Это имеет не только теоретическое, но и практическое значение при конструировании базисов и зубных рядов в съемных протезах. Это межмышечное пространство — тот участок, где нужно расставлять искусственные зубы.

При определении границ протезов важное значение имеет разграничение таких понятий, как нейтральная и клапанная зоны. Нейтральной зоной называют границу между подвижной и неподвижной слизистой оболочкой. Многие

Рис. 1.17. Переходная складка при полном отсутствии зубов: 1 — активно-подвижная слизистая оболочка; 2 — пассивно-подвижная (нейтральная зона); 3 — неподвижная слизистая оболочка.



авторы нейтральной зоной называют переходную складку. Мы считаем, что нейтральная зона проходит несколько ниже переходной складки, в области так называемой пассивно-подвижной слизистой оболочки.

Термин «клапанная зона» применяют для обозначения контакта края протеза с подлежащими тканями (см. рис. 1.17). При выведении протеза из полости рта клапанной зоны не существует, так как это не анатомическое образование.

ГЛАВА 2. ХРОНИЧЕСКИЕ ЗАБОЛЕВАНИЯ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ПОЛОСТИ РТА

2.1. КАНДИДОЗ

Кандидоз — заболевание, вызываемое дрожжевыми грибами. Это — антропонозный микоз с контактным механизмом передачи возбудителя. Характеризуется поражением кожи, слизистых оболочек и внутренних органов. Кандидоз кожи возникает чаще в складках в виде эритематозных поражений, иногда с пузырьковыми элементами, с поражениями ногтей. Кандидоз слизистых оболочек развивается у грудных детей, а также при длительной антибактериальной терапии. Кожно-слизистый кандидоз — врожденный дефект клеточного иммунитета, при котором поражения захватывают слизистую оболочку рта, пищевода, иногда и кишечника (обуславливая синдром мальабсорбции) и кожи в виде застойно-бурых инфильтратов. Инфекция гениталий (вульвовагинит, баланопостит) обычно развивается изолированно. При инвазивных формах поражаются легкие, иногда и другие органы.

Возбудитель — условно-патогенные дрожжевые аспорогенные диморфные грибы рода *Candida*, из которых преобладающее значение в патологии человека имеют *Candida albicans*, *C. tropicalis*, *C. krusei*, *C. parapsilosis* и др. Размножаются почкованием, но в микроаэрофильных условиях образуют нитчатую структуру — псевдомицелий. Грибы растут в широком интервале pH (3,5—9,0) и температуры (от 5 до 40°C, оптимум — 25—35°C), неприхотливы к питательному субстрату, устойчивы к высушиванию.

Резервуар и источники возбудителя — человек. У женщин в III триместре беременности частота носительства возрастает до 86% по сравнению с 13—29% у небеременных. Период контагиозности источника может длиться годами, так как кандиды зачастую являются компонентом нормальной микрофлоры человека.

Механизм передачи возбудителя. Первичное инфицирование происходит в родовых путях. В последующем экзогенное инфицирование происходит половым путем, путем контакта через загрязненные руки медицинского персонала, а также через белье и медицинский инструментарий. Возможно и эндогенное инфицирование. Гриб выделен также из фекалий и мочи.

Естественная восприимчивость людей высокая, однако клинически выраженное заболевание развивается преимущественно у лиц с различными формами иммунодефицита.

Основные эпидемиологические признаки. Распространение кандидоза имеет ubiquitous характер. Заболевания возможны как внутрибольничная инфекция в результате парентерального питания, перфузии антибиотиков через катетеры, кардиохирургических вмешательств и др. К группам риска относятся новорожденные, особенно недоношенные, а также лица пожилого возраста с наличием тяжелых заболеваний. Особенно часто парентеральное заражение отмечается у наркоманов в результате использования конта-

минированных шприцев. Нередки случаи кандидоза в результате половых контактов. Эндогенное инфицирование наиболее часто отмечается у больных ВИЧ-инфекцией (примерно у половины больных).

Инкубационный период при экзогенном заражении — 2—5 дней.

Основные клинические признаки полиморфны. Встречается кандидоз полости рта у новорожденных и лиц с иммунодепрессией, кандидозный вульвовагинит (в период беременности при диабете). Одной из распространенных форм кандидоза является поражение слизистой оболочки полости рта в виде пленчатого, с трудом отделяемого налета и диффузной эритемы. Воспалительный процесс может распространяться на пищевод, желудок, тонкую кишку.

Хронический гранулематозный кандидоз кожи и слизистых оболочек характеризуется инфильтратами, преимущественно в области лица и волосистой части головы, которые затем покрываются серозно-кровянистыми корочками, пролиферативными мицелием.

Кандидозная септицемия выражается внезапным подъемом температуры тела до 39—40°C (возможны лихорадочные волны, повторяющиеся 1—2 раза в сутки) и явлениями тяжелой интоксикации.

Лабораторная диагностика основана на микроскопическом обнаружении возбудителя в асептических жидкостях, пунктатах закрытых полостей и биоптатах; выявлении антигенов возбудителя в сыворотке крови; концентрации гриба во второй порции мочи 10^4 /мл и более; повторное выделение одного и того же вида гриба с открытой пораженной поверхности, выявлении нитчатой формы гриба. Культуры из патологического материала получают на агаре Сабуро или сусло-агаре при 20 и 37°C. Из серологических методов в диагностике кандидоза

применяются ИФА, РА, РСК, РИГА, иммуноэлектрофорез. Основные исследования — ИФА, ПЦР, посевы.

Клиническая картина. Кандидоз полости рта (стоматит) чаще встречается у детей грудного возраста, реже — у взрослых. Начинается он с гиперемии и отечности десен, слизистой оболочки щек, языка, неба и миндалин. Затем на этом фоне появляются налеты белого цвета, достигающие размера булавочной головки. Сливаясь, они образуют налет в виде блестящей пленки белого цвета, которая легко удаляется без повреждения подлежащей слизистой оболочки. При хроническом течении заболевания гиперемия и отек выражены меньше, а налеты становятся толстыми и грубыми, плотно прилежат к слизистой оболочке, при их удалении остаются эрозии. Язык покрывается неровными бороздами, на дне которых обнаруживается налет белого цвета. Во рту отмечаются сухость, жжение (рис. 2.1).

Кандидозный хейлит характеризуется отеком и синюшностью красной каймы губ, пластинчатым шелушением (чешуйки с приподнятыми краями). Беспокоят жжение и боль. Течение хроническое, рецидивирующее.

Хронический генерализованный (гранулематозный) кандидоз развивается у детей. Процесс начинается со слизистой оболочки полости рта, затем в него вовлекаются губы, ногтевые валики и ногти, волосистая часть головы, половые органы и т.д. Инфильтрированные эритематозно-сквамозные очаги сочетаются с узелками синюшно-коричневого цвета. Возможно развитие кандидозной пневмонии, поражение почек, глаз, сердца с летальным исходом.

Диагностика основывается на данных клинической картины, результатах микроскопического исследования патологического материала (обнаружение элементов почкующихся дрожжеподобных



Рис. 2.1. Кандидоз полости рта.

грибов), посевов, серологических исследований, ПЦР (ДНК-диагностика).

Лечение:

- антимикотики местного действия (нистатин, леворин, натамицин, клотримазол);
- флуконазол *per os*;
- итраконазол *per os*;
- кетоконазол *per os*;
- амфотерицин В *per os* и внутривенно.

При впервые возникшем кандидозе полости рта, глотки можно использовать антимикотики местного действия: нистатин (суспензия 100 000 ЕД/мл по 5-10 мл 4 раза в сутки), леворин (суспензия 20 000 ЕД/мл по 10-20 мл 3-4 раза в сутки), натамицин (2,5% суспензия по 1 мл 4—6 раза в сутки), клотримазол (1% раствор по 1 мл 4 раза в сутки) или амфотерицин В (суспензия 100 мг/мл по 1 мл 4 раза в сутки). Продолжительность лечения обычно составляет 7—14 дней.

Пероральный флуконазол (100 мг/сут. в течение 7—14 дней) в равной мере эффективен, а по данным некоторых исследований превосходит неабсорбируемые антимикотики. Кетоконазол и итраконазол в капсулах менее эффективны вследствие нестабильной абсорбции.

При неэффективности лечения флуконазолом показано увеличение его дозы в 2 раза или пероральное применение итраконазола в дозе 200—400 мг/сут. Амфотерицин В (суспензия 100 мг/мл) по 1 мл 4 раза в сутки может быть эффективным при устойчивости возбудителя к итраконазолу.

Внутривенное введение амфотерицина В в дозе 0,3 мг/кг/сут. рекомендуется только при рефракторном к другим антимикотикам кандидозе полости рта, глотки.

Важным условием успешного лечения является устранение или снижение выраженности факторов риска (например, тщательная дезинфекция зубных протезов).

Для предотвращения рецидивов можно использовать поддерживающую противогрибковую терапию препаратами местного или системного действия. Противорецидивное лечение должно использоваться только при часто повторяющихся и осложненных рецидивах в связи с опасностью развития устойчивости возбудителя к противогрибковым препаратам.

Критерии завершения лечения: исчезновение клинических признаков заболевания и эрадикация возбудителя.

2.2. ТРАВМАТИЧЕСКИЙ ФИБРОМАТОЗ

При наличии травматического фиброматоза, который, как правило, возникает в результате травмы краем протеза слизистой оболочки или переходной складки и отсутствия коррекций, поступают следующим образом. Сначала у больного необходимо изъять протез, вследствие пользования которым возникли фибромы. В крайнем случае, следует произвести обширную коррекцию последнего, чтобы край протеза не касался фибромы. Затем пациенту предлагают массировать данный участок (размеры фибромы при этом значительно уменьшаются) и через 2—3 нед. можно провести иссечение фибромы (рис. 2.2), а через 2 нед. изготовить новый протез с объемным краем или с мягкой подкладкой, которая не травмировала бы данный участок слизистой оболочки.

Возможен и другой вариант. При наличии фибромы снимают оттиск, отливают модель и шпателем или фрезой сошлифовывают на гипсе фибромы. После этого изготавливают новый протез с объемным краем или мягкой подкладкой и накладывают на челюсть непосредственно после оперативного вмешательства по поводу удаления фибромы. В данном случае раневая поверхность слизистой оболочки будет формироваться по краю вновь изготовленного протеза.



Рис. 2.2. Травматический фиброматоз.

2.3. КРАСНЫЙ ПЛОСКИЙ ЛИШАЙ

Красный плоский лишай — хроническое заболевание, характеризующееся мономорфными высыпаниями папул на коже и видимых слизистых оболочках, часто на слизистой оболочке рта и красной кайме губ.

Этиология. В основе развития заболевания лежат нарушения иммуннометаболических процессов, возникающих под влиянием эндо- и экзогенных факторов.

Предрасполагающие факторы: возраст 40—60 лет (чаще женщины), семейная предрасположенность по аутосо-многодоминантному типу наследования, стресс, заболевания желудочно-кишечного тракта, сахарный диабет, травмы слизистой оболочки рта.

Клинические проявления. Мономорфная сыпь (плоские полигональные с блестящей поверхностью и с центральным западением папулы розовато-фиолетового цвета, диаметром 2—3 мм). Папулы могут сливаться, образуя бляшки, на поверхности с мелкими чешуйками. Характерен симптом Уикхема (при смазывании папул растительным маслом отмечаются беловатые точки и переплетающиеся в виде паутины полосы, просвечивающие через роговой слой). Характерен зуд. При разрушении очагов стойкая гиперпигментация.

Локализация: сгибательные поверхности предплечий, лучезапястные суставы,



Рис. 2.3. Красный плоский лишай.

внутренняя поверхность бедер, разгибательная поверхность голени, паховые и подмышечные области, слизистая оболочка рта (рис. 2.3).

Диагноз. Характерный цвет высыпаний, полигональная форма, пупкообразное вдавление в центре папул, сетка Уик-хема.

Дифференциальный диагноз. Лейкоплакия (имеется ороговение в виде сплошной бляшки сероватого цвета, нет рисунчатого поражения).

Лечение. Главная задача — обнаружить и устранить лекарственные препараты и химические вещества, вызывающие патологическую реакцию организма. Необходимо тщательное обследование больных (в первую очередь, желудочно-кишечный тракт, показатели сахара крови, нервно-психический статус) для выявления у них заболеваний внутренних органов. Проводят санацию полости рта. При всех формах назначают антигистаминные, седативные препараты, витамины группы В, препараты кальция. В тяжелых случаях используют антибиотики широкого спектра действия, противомаларийные препараты (хингамин и его производные). Полезным может оказаться системный короткий курс кортико-стероидов. Наружно, особенно в начале

заболевания, применяют водные и масляные взвеси, кремы и мази с кортикостероидами. Показаны физиотерапевтические методы и гипноз.

2.4. ЛЕЙКОПЛАКИЯ

Лейкоплакия — ороговение слизистой оболочки полости рта или красной каймы губ, сопровождающееся воспалением; возникает, как правило, в ответ на хроническое экзогенное раздражение (см. рис. 2.4). Определенную роль в патогенезе лейкоплакии играют эндогенные факторы, но более важны внешние (механические, термические, химические) раздражающие факторы, особенно при их сочетании. Первостепенное значение имеет воздействие горячего табачного дыма, который вызывает увеличение ядер клеток, размеров клеток эпителия и раннее его ороговение. При локализации лейкоплакии на красной кайме губ большое значение в ее возникновении придается хронической травме мундштуком, папиросой или сигаретой (давление), систематическому прижиганию губы при докуривании сигареты до конца, а также неблагоприятным метеорологическим условиям, в первую очередь инсоляцией. Хотя лейкоплакия развивается не только у курящих, курение часто играет



Рис. 2.4. Лейкоплакия.

значительную этиологическую роль в развитии этой патологии. Исследования показали, что от 72 до 99% больных лейкоплакией злоупотребляли курением. Несмотря на то, что лейкоплакия считается доброкачественным заболеванием и обычно самостоятельно регрессирует по мере устранения вредных агентов, у 6—10% больных наблюдается злокачественная трансформация поражений, т.е. лейкоплакия рассматривается как предраковое заболевание.

2.4.1. Лейкоплакия курильщиков Таппейнера (ЛКТ)

Это заболевание является разновидностью лейкоплакии слизистой оболочки полости рта. Возникает оно на слизистой оболочке твердого неба, причем исключительно у курящих (не случайно среди синонимов встречаются «никотиновый лейкокератоз неба», «никотиновый стоматит», «небо курильщика»). Слизистая оболочка твердого неба, а иногда и примыкающего к ней отдела мягкого неба, представляется слегка ороговевшей, серовато-белой, часто складчатой. На этом фоне становятся хорошо заметными красные точки — зияющие устья выводных протоков мелких слюнных желез. При резко выраженном процессе эти красные точки

располагаются на вершине небольших узелков полушаровидной формы. Заболевание особенно часто встречается у много курящих, а также у курящих трубки или папиросы. Основной причиной заболевания является воздействие смол и высокой температуры, а не никотина. В отличие от других форм лейкоплакии это заболевание быстро проходит, в течение примерно 2 нед. после прекращения курения. Теоретически возможно озлокачествление ЛКТ, впрочем, как и любого процесса, сопровождающегося значительной гиперплазией эпителия, возникающего под влиянием курения.

В различных учебниках указывается, что ортопедическое лечение больных с хроническими заболеваниями слизистой оболочки полости рта необходимо проводить после терапевтического лечения этих заболеваний. Однако практика показывает, что эти болезни не всегда поддаются лечению. Поэтому мы считаем, что таким больным можно изготавливать полные съемные протезы в стадии ремиссии.

Протезы должны быть гладкими, хорошо отполированными, края не острыми, постановка зубов с перекрытием, чтобы больной не прикусывал щеки или язык. Кроме того, протезы как на верх-



Рис. 2.5. Лицо больной красной волчанкой.

ней, так и на нижней челюстях, как правило, изготавливаются с мягкой подкладкой для уменьшения давления на подлежащие ткани.

2.5. КРАСНАЯ ВОЛЧАНКА

Красная волчанка — очаг поражения гиперемирован, гиперкератоз только в пределах очага воспаления в виде нежных точек, в центре очага — атрофия (рис. 2.5).

Лечение. Терапия хронических заболеваний (желудочно-кишечного тракта, нервной системы), седативные антигистаминные препараты, делагил, гистаглобулин, индуктотермия поясничной области, гипнотерапия, кортикостероиды. Наружно — кортикостероидные мази, ментол-карболовый спирт.

2.6. ПУЗЫРЧАТКА

Пузырчатка встречается у лиц обоего пола, чаще старше 40 лет. Дети болеют очень редко. Заболевание протекает тяжело и проявляется образованием на невоспаленной коже и слизистых оболочках пузырей, быстро распространяющихся по всему кожному покрову. В мазках-отпечатках, получаемых со дна эрозий, можно обнаружить патологические клетки. Без адекватного лечения заболе-

вание приводит к смерти. Различают 4 формы болезни.

Вульгарная пузырчатка. На внешне неизмененной коже или слизистых оболочках появляются напряженные пузыри величиной с горошину, лесной орех и более, с прозрачным, постепенно мутнеющим содержимым (см. рис. 2.6). Пузыри вскрываются, образуя ярко-красные эрозии, или подсыхают, превращаясь в корку. На месте высыпаний остается стойкая пигментация. Общее состояние больных тяжелое, страдают бессонницей, нередко повышается температура, ухудшается аппетит.

Вегетирующая пузырчатка. Быстро вскрывающиеся пузыри образуются в полости рта, на губах, в подмышечных ямках, паховых складках, на наружных половых органах. На дне эрозий возникают легко кровоточащие разрастания (вегетации) высотой до 1—2 см. В стадии регресса отделяемое ссыхается в мощные рыхлые корки, которые причиняют мучительную боль.

Себорейная, или эритематозная, пузырчатка. Начинается с образования на лице, волосистой части головы, спине, груди, иногда слизистой оболочке рта небольших пузырей, быстро ссыхающихся в корки. Под ними обнажается эрозио-

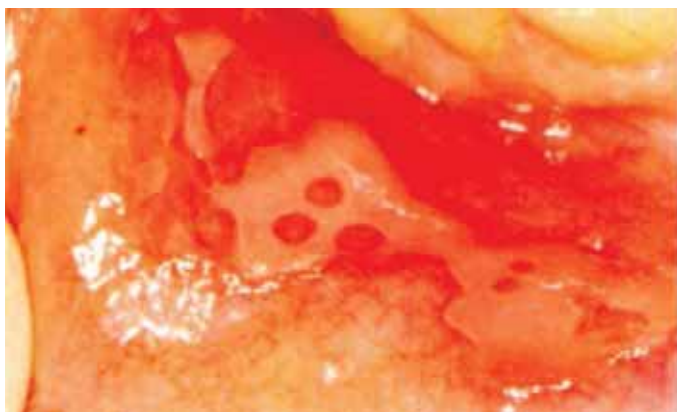


Рис. 2.6. Вульгарная пузырчатка.

ванная поверхность. Заболевание протекает длительно и в большинстве случаев доброкачественно.

Лечение. Основные средства — кортикостероиды и цитостатики. Терапия должна приводиться непрерывно в течение неопределенно длительного срока до полного исчезновения высыпаний. Антибиотики и сульфаниламидные препараты назначают в случаях вторичной инфекции. Местно: общие ванны с перман-ганатом калия слабой концентрации, экстрактом пшеничных отрубей, отваром дубовой коры, антибактериальные мази или водные растворы анилиновых красителей. Пораженную слизистую оболочку полости рта орошают теплыми 0,25—0,5% растворами новокаина, риванола (1:1000), настоем ромашки, эвкалипта. Больные пузырчаткой находятся на диспансерном учете и получают при амбулаторном лечении лекарственные препараты бесплатно. Им необходимо избегать физической перегрузки и нервного напряжения, соблюдать режим отдыха и сна. Не допускается перемена климатических условий, лечение минеральными водами на курортах.

2.7. РАК ГУБЫ

Основными факторами риска возникновения рака губы считаются воздействия солнечных лучей и табака. Боль-

шинство исследований показало, что курение действительно является фактором риска. Некоторые авторы считают, что только совместное воздействие инсоляции и курения несет достоверный риск возникновения рака губы (относительный риск 15,4). Другие авторы считают, что инсоляция и курение являются независимыми факторами риска появления на губах диспластических и злокачественных поражений (рис. 2.7).

Ясно, что в процессе канцерогенеза участвуют и другие факторы, поскольку огромное число людей курят, но рак губы возникает относительно нечасто. Тем не менее явное большинство (примерно 80%) больных раком губы постоянно курят.

2.8. РАК СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ПОЛОСТИ РТА

Рак слизистой оболочки полости рта в подавляющем большинстве случаев связан с воздействием табачного дыма. Чрезмерный прием алкоголя действует синергично с табачным дымом, что значительно усиливает риск возникновения рака. Выкуривающие более 50 пачек в год имеют в 77,5 раз больший риск развития рака слизистой оболочки полости рта, чем некурящие. Интересно, что среди мормонов, которые не употребляют алкогольные напитки и не курят, рак по-



Рис. 2.7. Рак нижней губы.

лости рта практически не встречается. Таким образом, все типы табака и способы его употребления увеличивают риск развития рака полости рта. Тот факт, что у курящих более плохой прогноз в отношении онкологических заболеваний, вероятно, связан с побочным воздействием табачного дыма на иммунную систему больных, в том числе на местный иммунитет. Так, например, у курящих (как практически здоровых, так и больных меланомой) выявлена значительно более низкая активность естественных киллеров в отношении культивированных клеток меланомы, чем у некурящих людей. Курящие по сравнению с некурящими имеют более низкие уровни IgG и IgA в сыворотке крови. Большинство исследователей считают основным механизмом индукции онкологических заболеваний как прямое канцерогенное действие табачного дыма на кожу, так и системное воздействие, поскольку никотин и другие компоненты табака обнаружены в различных жидкостях и тканях организма.

2.9. СИФИЛИС

Сифилис передается в подавляющем большинстве случаев при половых контактах, но инфекция может переноситься также при переливании крови от больного донора, через плаценту от больной

матери к ребенку, а также при тесных бытовых контактах (пользование общей постелью, предметами гигиены и т.д.) с больными, имеющими заразные проявления заболевания на коже и слизистых оболочках.

Инкубационный период болезни продолжается 3—4 нед., прием трепонемцидных антибиотиков (пенициллинов, тетрациклинов, макролидов, цефалоспоринов) по поводу интеркуррентных заболеваний может пролонгировать инкубационный период до 2—3 мес. Реакция Вассермана у пациента, находящегося в инкубационном периоде, отрицательная. С 3—4-й недели могут быть положительными реакция иммунофлуоресценции (РИФ) и иммуноферментный анализ (ИФА). Заражение от больного, находящегося в инкубационном периоде сифилиса, возможно только через кровь.

Плохо обстоит дело, когда увеличены не паховые, а шейные и подчелюстные лимфатические узлы. Нередко это бывает у молодых девушек, заразившихся сифилисом при оральном сексе. Девушки-подростки нередко начинают с него свои сексуальные контакты с подспудной мыслью о сохранении физиологической девственности и предохранении от беременности. При таком пути заражения шанкр располагается на слизистой оболочке рта (см. рис. 2.8), чаще в области



Рис. 2.8. Сифилис языка.

миндалин, и может напоминать лакунарную ангину (язвенный шанкр) либо обострение хронического тонзиллита (атипичный безязвенный шанкр-амигдалит, с резким увеличением миндалин). Девушка может попасть на прием не только к хирургу, но даже, чаще всего, к терапевту, а иногда к гематологу, оториноларингологу. Если не предполагать возможность сифилиса и не взять кровь на серологические реакции, первичный сифилис останется невыявленным, и, возможно, его течение будет извращено нецеленаправленным применением антибиотиков.

Проявления вторичного сифилиса при рецидивах высыпаний очень разнообразны, они обычно локальны, т.е. располагаются на отдельных участках кожи и слизистых оболочек. Высыпания на слизистой оболочке полости рта обычно заставляют обратиться к врачу-стоматологу. Это могут быть белесоватые овальные папулы на миндалинах или на слизистой оболочке щек, темно-розовые, слегка возвышающиеся округлые папулы на слизистой оболочке твердого и мягкого неба, на слизистой оболочке губ. В углах рта нередко образуются папулезные элементы, покрытые корками, а затем и трещины-заеды. На спинке языка могут быть видны овальные участки ярко-красного цвета,

лишенные сосочков, — папулы языка. Эта картина носит название «симптом скошенного луга». Все проявления в полости рта весьма заразны, что требует от стоматологов большой осторожности, как в интересах других пациентов, так и в своих собственных.

Здесь уместно остановиться на возможности профессионального заражения медицинского персонала от нелеченого больного сифилисом. Это может произойти при хирургическом вмешательстве в случае ранения рук хирурга и попадания в ранку крови пациента.

Описаны случаи заражения патологоанатомов при травмировании рук во время аутопсии. Возможно заражение стоматолога, имеющего микротравмы на руках, при контакте с заразными проявлениями сифилиса на слизистой оболочке рта и с кровью пациента. Стоматолог может заразиться не только при прямом контакте с заразными проявлениями (язвочками, эрозиями, эрозивными папулами), но и через инструменты и ручку бормашины, соприкасающиеся с подобными проявлениями, расположенными на губах, слизистой оболочке или в углу рта.

Если имеется подозрение на сифилис, необходимо больного направить на проведение реакции Вассермана, а затем — в кожно-венерологический диспансер.

2.10. ОРАЛЬНАЯ ИНФЕКЦИЯ У ИММУНОКОМПРОМЕТИРОВАННЫХ БОЛЬНЫХ

В эту группу включены лица с иммуносупрессией, иммунодефицитами различной этиологии и, в том числе, с ВИЧ-инфекцией. Количество иммуносупрессированных больных растет из-за ятрогенной иммуносупрессии и инфекции, вызываемой вирусом иммунодефицита человека (ВИЧ). Как правило, эти пациенты имеют различные дефекты иммунной системы, а при ВИЧ-инфекции наблюдается существенное снижение количества CD4 Т-лимфоцитов, что способствует развитию тяжелых оппортунистических инфекций в полости рта. Чаще всего это кандидоз и простой герпес, волосатая лейкоплакия языка, язвы, опухоли и другие патологические процессы, обусловленные различными видами микроорганизмов.

2.10.1. Иммунокомпрометированные состояния

В конце XX в. наблюдается драматическое увеличение числа иммунокомпрометированных больных во всех странах. Ранее это было связано с последствиями лечения при трансплантации и использовании кортикостероидов и других лекарств. В настоящее время тяжелые иммунные дефекты связывают с инфекцией, вызванной ВИЧ, которая сейчас является главной причиной иммунодефицита.

При ВИЧ-инфекции снижение CD4 Т-лимфоцитов обусловлено связыванием вируса с клетками, имеющими этот маркер. Рецептор CD4 наряду с Т-лимфоцитами-хелперами имеют клетки нервной системы, эндотелий сосудов и макрофаги, находящиеся в полости рта. Совокупность повреждений этих клеток определяет патогенез иммунологических нарушений. Вместе с тем синдром приобретенного иммунодефицита

(СПИД) как заключительная стадия ВИЧ-инфекции возникает, когда вирус иммунодефицита человека приводит к резкому снижению количества клеток Т-хелперов (CD4-лимфоцитов). Критическим уровнем является снижение CD4-лимфоцитов <200 клеток в 1 мл плазмы.

Большинство иммунокомпрометированных больных склонны к инфекциям, вызываемым микроорганизмами, которые являются условно-патогенными и активизируются при иммунодефицитах. Такие инфекции называют оппортунистическими. В ротовой полости можно наблюдать первые проявления этих инфекций.

Заболевания ротовой полости склонны к рецидивам, затяжным, тяжелым течением, нередко устойчивым к лечению, и могут распространяться, приобретая системный характер. В основном спектр инфекций шире, и их тяжесть зависит от выраженности иммунного дефекта. Налеты на слизистой оболочке полости рта могут часто являться причиной диссеминированного заболевания.

Больных с подозрением на СПИД необходимо направлять в ВИЧ-центры.

2.11. ОСОБЕННОСТИ ОРТОПЕДИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ БОЛЬНЫХ С ХРОНИЧЕСКИМИ ЗАБОЛЕВАНИЯМИ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ ПОЛОСТИ РТА

В специальной литературе указывается, что протезировать больных с хроническими заболеваниями слизистой оболочки необходимо в стадии ремиссии. Однако известно, что эти заболевания лечатся десятилетиями, а иногда вообще не излечиваются. Наш клинический опыт подсказывает, что протезирование таких больных возможно в стадии ремиссии. Однако конструирование полных съемных протезов имеет некоторые особенности.

Прежде всего необходимо устранить возможные травмирующие моменты,

правильно восстанавливать высоту нижнего отдела лица, особенно при заеде. Края протезов необходимо создавать объемными. В боковых участках должно быть бугорковое перекрытие, чтобы щека или язык отодвигались в сторону и не прикусывались. На верхней челюсти нельзя создавать изоляционных камер. Протезы должны быть хорошо отполи-

рованы. Необходимо выявлять и устранять зоны повышенного давления, тщательно производить коррекцию. Протезы необходимо изготавливать с мягкой подкладкой из силиконовых материалов. Не должно быть острых бугров или режущих краев зубов. Важное значение имеет диспансерное наблюдение за такими больными.

ГЛАВА 3. ОБСЛЕДОВАНИЕ БОЛЬНОГО. ДИАГНОЗ

Для установления уровня резорбции костной ткани и состояния слизистой оболочки проводят обследование больного, которое начинают с опроса. При этом выясняют: 1) жалобы; 2) данные о перенесенных заболеваниях; 3) причины и время потери зубов; 4) наличие или отсутствие съемных протезов, их эффективность.

После опроса переходят к осмотру лица и полости рта. Отмечают асимметрию лица, выраженность носогубных и подбородочной складок, степень уменьшения высоты нижнего отдела лица, характер смыкания губ, наличие заеды. При обследовании преддверия полости рта обращают внимание на выраженность и расположение уздечки и щечных складок. Необходимо также тщательно изучить топографию переходной складки.

Обращают внимание на степень открывания рта, характер соотношения челюстей (ортогнатическое, прогеническое, прогнатическое). Выясняют, нет ли хруста и болей в височно-нижнечелюстных суставах при движении нижней челюсти. Определяют степень атрофии челюстей и форму альвеолярного отростка на верхней челюсти и альвеолярной части — на нижней: узкая или широкая. Их не только осматривают, но и пальпируют для исключения острых костных выступов или корней зубов, прикрытых слизистой оболочкой и не видимых при осмотре. В случае необходимости следует провести рентгенографию. Пальпация важна также для определения наличия торуса, болтающе-

гося гребня и степени податливости слизистой оболочки. При исследовании последней определяют наличие или отсутствие хронических заболеваний (красный плоский лишай, лейкоплакия и др.). Кроме осмотра и пальпации органов полости рта, по показаниям проводят рентгенографию височно-нижнечелюстного сустава, электромиографию жевательных мышц, запись движений нижней челюсти и т.д.

Таким образом, детальное исследование анатомических условий полости рта больного при полном отсутствии зубов позволяет уточнить диагноз, определить тип атрофии челюстей, состояние слизистой оболочки, наличие торуса или экзостозов и т.д., что предопределяет дальнейшую тактику врача при выборе отлитока материала, установлении границ будущих протезов, определении характера базиса (обычный или с эластичной подкладкой) и т.д. Например, диагноз может быть таким: полное отсутствие зубов на верхней и нижней челюстях; атрофия верхней челюсти — второй тип по Шредеру; атрофия нижней челюсти — второй тип по Келлеру; слизистая оболочка атрофического типа. В этом случае план лечения должен быть следующим: рекомендовано изготовить пластиночные протезы на верхнюю и нижнюю челюсти, протез на нижнюю челюсть должен иметь эластичную подкладку.

3.1. ПСИХОЛОГИЧЕСКАЯ ПОДГОТОВКА

В последние годы большое внимание уделяют медицинской психологии и пси-

хотерапевтическим мероприятиям при проведении ортопедического лечения (Танрыкулиев П., 1975; Калинина Н.В., 1979; и др.).

Полное отсутствие зубов накладывает глубокий отпечаток на психику пациентов в молодом возрасте. Возникает ощущение неполноценности, в большей степени выраженное у женщин. Довольно часто люди, потерявшие зубы, перестают улыбаться. Представители определенных профессий (артисты, музыканты, преподаватели, дикторы) ассоциируют утрату зубов с необходимостью смены своей специальности или даже ухода на пенсию.

Н.В.Калинина (1979) указывает, что врачу очень важно установить контакт с больным и завоевать его доверие, без которого нецелесообразно приступать к лечению. Больного необходимо внимательно выслушать, обсудить с ним особенности съемных протезов, разъяснить роль самого пациента в благополучном исходе ортопедического лечения.

Хорошо известны случаи, когда больные отказывались от хорошо и правильно изготовленных протезов и, наоборот, многие пациенты довольны протезами и успешно пользуются ими, несмотря на наличие явных недостатков. Это свидетельствует о том, насколько важен психологический настрой больного.

Психологическая подготовка больного заключается в применении различных приемов общения и воздействия на него, способствующих успешному проведению ортопедического лечения. Однако такая подготовка может быть действенной лишь в том случае, если ее проводят с учетом психологических особенностей каждого человека.

Как отмечает П.Танрыкулиев, наиболее благоприятны условия для протезирования при лечении больных с уравновешенной психикой (сангвиники). Люди этой категории оптимистичны, спокойны, не теряют самообладания даже в тя-

желых ситуациях, расположены к врачу и охотно выполняют все его советы и инструкции. Беседы с больным с уравновешенной психикой о предстоящих трудностях при привыкании к полным съемным протезам и путях их преодоления дают хорошие результаты. Такие больные легко преодолевают различные неудобства и быстро привыкают к протезам.

Основную массу больных составляют медлительные люди (флегматики), которые нуждаются в более длительной подготовке. Таким больным следует постоянно внушать, что успешное пользование протезом в основном зависит от их старания, терпения и силы воли, направленных на преодоление ощущений, связанных с наличием протеза во рту. При хорошо изготовленных протезах психологическая подготовка является гарантией успешной адаптации к ним.

Следующая категория — пациенты с легко возбудимой нервной системой (холерики). Это люди с сильной нервной системой, нетерпеливые, вспыльчивые и порой несдержанные. Они также нуждаются в особом внимании. При протезировании таких больных врачу нужно быть очень осторожным, выдержанным, взвешивать каждое свое слово. Людей с такой психикой следует предупредить о проблемах, с которыми им придется столкнуться в связи с использованием протезов.

Наибольшие трудности психологического характера возникают при протезировании больных со слабым типом нервной деятельности (меланхолики). Эти люди обычно безучастны, их не волнует отсутствие зубов и их внешний вид. Такие больные обращаются к врачу лишь по настоянию друзей или родственников.

Таким образом, только проведя определенную психологическую подготовку больных, можно рассчитывать на благоприятные результаты ортопедического лечения.

3.2. ФИКСАЦИЯ ПРОТЕЗОВ

Фиксация — это укрепление протеза на челюсти в покое и при вспомогательных движениях. Сила фиксации протеза зависит от анатомических условий в полости рта, типа слизистой оболочки, метода получения оттиска, площади протезного ложа, степени конгруэнтности протезного базиса и протезного ложа, плотности контакта края протеза с подлежащими тканями и вспомогательных средств.

Были разработаны различные методы укрепления протезов на челюстях: механические, хирургические, физические, однако в силу недостаточной эффективности и других причин они не нашли распространения в клинике ортопедической стоматологии. В последние годы широко применяют физико-биологический метод фиксации. Сущность его заключается в том, что протезы фиксируются за счет адгезии и функционального присасывания. Для того чтобы обеспечить адгезию зубного протеза, необходимо добиться полного соответствия его поверхности и поверхности тканей протезного ложа. Не только макро-, но и микрорельеф слизистой оболочки полости рта должен найти точное отображение на базисе протеза. Между двумя конгруэнтными поверхностями, разделенными тонким слоем слюны, возникают силы

молекулярного сцепления, способствующие удержанию протеза на челюсти. Сила прилипания зависит от точности повторения микрорельефа слизистой оболочки и площади протезного ложа. Однако практика показывает, что сила прилипания протезов, которая составляет от 200 до 300 г, достаточна для фиксации протеза в покое и совершенно недостаточна при различных жевательных нагрузках.

Функциональное присасывание основано на создании под протезом отрицательного давления. Как бы идеально не был изготовлен протез, при различных жевательных движениях он будет несколько смещаться. При этом, если между протезом и подлежащей слизистой оболочкой образуется разреженное пространство, то он будет хорошо фиксироваться за счет разницы давления. В клинике этого добиваются путем получения высококачественных оттисков, точным определением границ краев протеза, их

объемности.

На верхней челюсти с вестибулярной стороны граница протеза должна покрывать пассивно-подвижную слизистую оболочку, несколько сдавливая ее, контактировать с куполом переходной складки (активно-подвижной слизистой оболочкой) и иметь вогнутую вестибулярную поверхность. При такой конфигурации

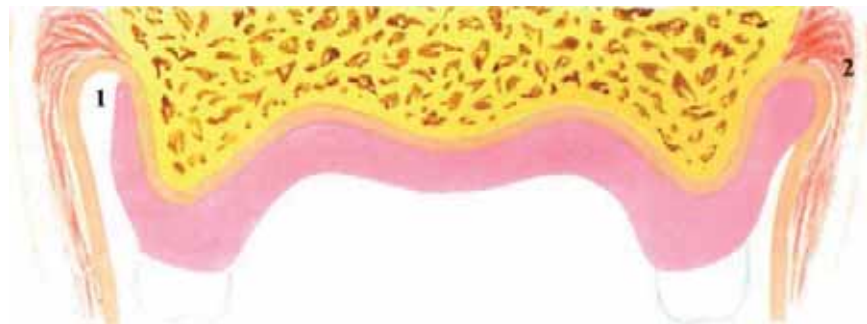


Рис. 3.1. Схема расположения края протеза на верхней челюсти: / — неправильное; 2 — правильное.



Рис. 3.2. Протез нижней челюсти с расширенными границами.

края протеза к нему будет прилегать щека и фиксация протеза будет еще более прочной, так как наружный воздух не сможет разомкнуть клапан (см. рис. 3.1). По линии «А» задний край верхнего протеза должен на 1—2 мм перекрывать слепые отверстия.

Протезы для нижней челюсти изготавливают, покрывая ретромоллярное и подъязычное пространство, создавая «крылья» в ретроальвеолярном пространстве. Если даже на нижней челюсти не удастся достичь функциональной присасываемости протеза, то все же оправдано разумное расширение границ, поскольку в результате этого уменьшается давление на единицу площади протезного ложа (рис. 3.2). Ранее уже отмечалось, что при равных прочих условиях слизистая оболочка нижней челюсти гораздо быстрее реагирует на давление, чем верхней.

3.2.1. Вспомогательные методы фиксации

Одним из методов улучшения фиксации съемных пластиночных протезов при неблагоприятных анатомо-топогра-

фических условиях протезного ложа является применение специальных адгезивных препаратов (рис. 3.3). Отечественные ученые, занимаясь данным направлением, предлагали наносить на базис протеза клейкий порошок «Трагакант» (измельченный корень кустарника трагаканта), при этом увеличивалась вязкость слюны и набухал слой порошка, что способствовало улучшению фиксации протеза. Затем были предложены два адгезива, которые представляли собой порошки на основе полиоксиэтилена. Они наносились на поверхность съемного пластиночного протеза, обращенную к слизистой оболочке протезного ложа. Под действием слюны клей набухал и образовывал липкую прослойку, улучшая фиксацию протеза. К современным адгезивным препаратам относятся также кондиционеры, составной частью которых являются пластификатор и полимер. Группа ученых в качестве пластификатора использовала эфир монобутилэтиленгликоль или монобутилфталат с небольшим количеством спирта, который, проникая в частицы полимера дифференци-

рованно пластифицировался в них, образуя кондиционер-гель, после чего наносился на протез.

Для достижения хорошей фиксации съёмных пластиночных протезов рядом фирм выпускаются три вида адгезивных препаратов: фиксирующий крем, фиксирующий порошок и фиксирующая прокладка, которые нужно наносить на съёмные протезы 1—2 раза в течение суток. При этом достигается не только улучшение фиксации, но и ускорение адаптации к съёмным зубным протезам. Популярность адгезивных препаратов так велика, что в Великобритании, например, за год было использовано 80 т порошков и кремов.

Японскими исследователями был предложен клей на основе водорастворимого высокомолекулярного вещества, содержащий микрокапсулы с жирорастворимыми витаминами и связующий агент, соединяющий эти микрокапсулы с клеящими веществами. Они применяли данный адгезив у пациентов, пользующихся съёмными пластиночными протезами.

Некоторые ученые применяли адгезивные средства в качестве улучшения фиксации съёмных протезов и как профилактическое средство протезных стоматитов. Добавляя в адгезивные препа-

раты гидрокарбонат натрия и противогрибковые препараты, они наблюдали благоприятный ингибирующий эффект. В ряде других работ показано, что использование адгезивных средств требует тщательной очистки протезов и строгого соблюдения гигиены полости рта как основных факторов профилактики стоматита (несмотря на их способность ингибировать рост патогенной микрофлоры).

Изучая жевательную эффективность у пациентов, пользующихся съёмными пластиночными протезами с нанесенным на их базис адгезивным препаратом, радиотелеметрическим методом, а также исследуя возможности их влияния на бактериальную флору полости рта, пришли к выводу, что применение адгезивных препаратов увеличивает силу сжатия зубных рядов и снижает время, требующееся на пережевывание стандартной пищи.

Таким образом, применение адгезивов у больных, пользующихся съёмными протезами при полном отсутствии зубов, актуально и эффективно, так как их использование не требует дополнительной модернизации протезов, а применение адгезивов улучшает фиксацию и стабильность протезов.

В 2003 г. Н.В.Курбаковой, И.Ю.Лебеденко, А.П.Вороновым, И.А.Вороновым

Рис. 3.3. Препараты, используемые для вспомогательных методов фиксации.



(кафедра госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ), В.Н.Царевым (кафедра микробиологии МГМСУ), Г.А.Чухаджян (АОЗТ «Норд Ост») разработан порошок для улучшения фиксации пластиночных протезов при наличии у пациентов дрожжеподобных грибов рода *Candida*. После сравнительного анализа различных фунгицидных препаратов авторы пришли к выводу, что дифлюкан обладает наиболее выраженной фунгицидной активностью. Адгезивные свойства лечебно-адгезивного порошка сравнивали с «Protefix» (Германия) и «Прото-пор» (Россия). По данным разработчиков, лечебно-адгезивный порошок показал лучшие результаты.

Автор рекомендует при изготовлении новых протезов и наличии у больного *Candida* пользоваться порошком в течение 2 нед., а в дальнейшем раз в 6—8 мес. повторять курс лечения.

С.Е.Жолудев указывает, что на кафедре ортопедической стоматологии Уральской государственной медицинской академии совместно с ООО «Олимп» разработано средство на основе «Тизоля» (глицерофосфата титана) и прополиса.

На кафедре общей практики МГМСУ с курсом подготовки зубных техников С.Д.Арутюновым, Р.А.Ахмедовым, Г.А.Чухаджяном разработана пленка «Протоплен» для улучшения фиксации зубных протезов, которая растворяется в полости рта через 5 ч.

Сотрудники кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ (И.А.Воронов, И.Ю.Лебедеко, А.П.Воронов, С.Д.Арутюнов, Г.А.Чухаджян) совместно с АОЗТ «Норд Ост» разработали трехслойную пленку «Протоплен-М» (рис. 3.4) для улучшения фиксации полных съемных протезов и ускорения заживления пролежней под протезами.

Для ускорения заживления ран в состав пленки включен препарат, содержащий смесь низкомолекулярных пептидов и производных аминокислот, полученных из крови молочных телят — препараты солкосерил («Solko», Швейцария), актовегин («Nycomed», Норвегия) и др.

Для продления времени фиксации протеза в состав введены частично-растворимые в воде полимеры, их количество не превышает 5% от массы основного (водорастворимого клеящего) компонента пленки. Частично-растворимый в воде полимер распределен равномерно по объему пленки или составляет отдельную фазу, расположенную по середине пленки. Это не нарушает основное свойство пленки — с обеих сторон сохранять способность приклеиваться к влажным поверхностям.

Для уменьшения болевых ощущений в пленку введен анестетик.

Таким образом, эта адгезивная пленка для фиксации съемных протезов обладает комплексными свойствами:

- *двусторонней адгезией* (с обеих сторон она может приклеиваться как к по-



Рис. 3.4. Стоматологическая лечебно-адгезивная пленка «Протоплен-М».

верхности пластмассы протеза, так и к поверхности слизистой оболочки десны, без применения клея или других вспомогательных компонентов);

- *лечебными свойствами* — обладает ранозаживляющим действием, обусловленным наличием в составе пленки безбелкового гемодиализата из крови здоровых молочных телят;
- *анестезирующим действием* — уменьшается болезненность пролежней.

Под действием слюны или воды в полости рта или вне ее происходит переход пленки в гидроколлоидное состояние, за счет чего и происходит полное исключение полых пространств между поверхностями протеза и протезного ложа, которые являются нишами для развития патогенной микрофлоры и фактором, ослабляющим адгезию. Пленка прозрачна, не имеет вкусовых особенностей и запаха. Благодаря наличию в составе пленки ранозаживляющего препарата создается возможность бороться с осложнени-

ями, не нарушая обычный ритм жизни и питания пациентов. Пленка растворяется во рту через 10—12 ч. Исследования, проведенные И.А.Вороновым, показали, что при тяжелых анатомических условиях на нижних беззубых челюстях эффект функционального присасывания протезов усиливается в 10—35 раз.

Еще одним моментом в профилактике осложнений при съемном протезировании с помощью предлагаемых пленок (прокладок) мы считаем некоторую изоляцию слизистой оболочки от токсического действия материала базиса.

Таким образом, предлагаемые лечебно-адгезивные пленки (прокладки) обладают профилактическим, лечебным, обезболивающим, изолирующим свойствами. С их помощью можно перераспределять жевательную нагрузку и обеспечивать фиксацию съемных протезов. Особенно показательно применение «Протоплена-М» при изготовлении челюстно-лицевых протезов.

ГЛАВА 4. ОПИСКИ

Согласно различным словарям русского языка оттиском называется «негативное отображение» оттискиваемой поверхности, т.е. то, что ортопед-стоматолог получает на самом деле. Термин «слепок» предложен В.Ю.Курляндским и некоторые стоматологические школы его применяют до настоящего времени. Однако «слепок», согласно словарям русского языка, — это «позитив», т.е. то, что в стоматологии принято называть моделью.

В.Н.Копейкин считал, что оттиск получают под давлением, а слепок — без такового. Однако, на наш взгляд, это также неверно, поскольку без определенного давления невозможно получить ни оттиск, ни слепок.

Таким образом, по нашему мнению, получение негативного отображения протезного ложа следует именовать *оттиском*.

4.1. КЛАССИФИКАЦИЯ ОТТИСКОВ

Все оттиски можно разделить на анатомические, функциональные и функционально-присасывающиеся.

Анатомические оттиски получают стандартными оттискными ложками, большим количеством оттискного материала и оформляются они активным или пассивным методами. Края протеза, изготовленного по такому оттиску, как правило, самые высокие или длинные. Протезы неплохо фиксируются, однако часто возникают намины.

Функциональные оттиски были предложены в тот период, когда протезы фик-

сировались при помощи присосок Рауэ. Впервые функциональный метод снятия оттиска предложен в 1864 г. Шроттом. Автор изготавливал индивидуальные ложки для верхней и нижней челюстей, соединяя их пружинами Фошара, заполнял мягкой гуттаперчей и, вводя их в рот пациенту, заставлял носить несколько часов. В результате получался оттиск с челюсти и мягких тканей преддверия рта во время их функции.

Момме в 1872 г. делал полностью протез по анатомическому оттиску, затем срезал края искусственной десны, обклеивал их валиками из мягкого воска или гуттаперчи и, вводя протез в рот пациенту, производил массаж щек, предлагал открывать и закрывать рот, таким образом он получал функциональное оформление оттиска.

Таким образом, края протезов делались короткими и функционально оформлялись массой Керра, которая заменялась впоследствии на гуттаперчу. Такие протезы плохо фиксировались, но зато не требовали коррекции.

Термин «*функционально-присасывающийся оттиск*» был предложен Канторовичем в 1927 г. Суть его заключается в том, что Канторович по участкам оформлял края индивидуальной ложки черной гуттой, а затем по линии «А». После этого по всему периметру оттиска накладывал полоску зеленого воска, также оформлял края, и, наконец, окончательный оттиск получал каким-либо жидким материалом. Эта методика с раз-

личными модификациями сохранилась до настоящего времени.

В связи с развитием стоматологического материаловедения меняются практически только материалы, которые используются для выполнения этой процедуры.

В настоящее время, получая функционально-присасывающийся оттиск, ложка изготавливается несколько короче (на 1—2 мм не доходя до нейтральной зоны), затем оформляют края специальным пластичным воском (базисный не подходит), первым слоем Optosil, Ivoren и т.д., а затем получают окончательный оттиск каким-либо жидким оттискным материалом. Или обычным методом получают оттиск, а затем по краю и по линии «А» повторно добавляют небольшое количество оттискного материала и опять вводят в полость рта и так достигают функционального присасывания.

По давлению на подлежащие ткани оттиски делятся на разгружающие и компрессионные.

Разгружающие оттиски получают каким-либо жидким материалом, например альгинатом.

Компрессионные оттиски получают под давлением, например тиоколом или цинкоксидэвгенолом. Однако регулиро-

вать это давление мы не в состоянии, его величина зависит от силы и умения врача. Следует признать, что наилучшими оттисками нужно считать «оттиски, полученные под силой жевательного давления самого пациента». Эти оттиски получают старыми, имеющимися у больного протезами, естественно, если они имеют правильные границы. В других случаях изготавливают ложки-базисы с прикусными валиками.

4.2. ЛОЖКИ ДЛЯ СНЯТИЯ ОТТИСКОВ

Оттискная ложка — это твердый каркас, повторяющий в большей или меньшей степени форму челюсти, который служит в качестве опоры для оттискного материала при получении оттиска.

Ложка должна удовлетворять целому ряду требований, без соблюдения которых не может быть получен хороший оттиск. Эти требования различны в зависимости от объекта оттиска, размеров челюстей и условий получения самих оттисков (рис. 4.1).

Оттискные ложки были предложены в 1815 г. французским врачом Делабар-ром, и с тех пор появилось большое количество ложек различных размеров и форм для получения оттисков с беззубых челюстей.



Рис. 4.1. Металлические и пластмассовые ложки, специально разработанные для снятия оттисков у пациентов с полной утратой зубов.

Все ложки можно разделить на две большие группы: стандартные и индивидуальные.

Стандартные — это обычно металлические или пластмассовые ложки, определенных размеров и формы, изготовленные фабричным путем, и поэтому нет точного соответствия между ложкой и челюстью.

В связи с тем, что в последние годы анатомические оттиски, как правило, получают с помощью альгинатных материалов, то стандартные ложки выпускают перфорированными. Они могут быть изготовлены из металла или пластмассы. Некоторые фирмы ложки для беззубых челюстей выпускают в наборах, где имеется по 5 размеров для нижней и верхней челюстей.

Индивидуальная ложка — это оттискная ложка, предназначенная для снятия окончательного оттиска и изготовленная в соответствии с анатомо-топографическими особенностями зубочелюстной системы данного пациента.

4.2.1. Изготовление и применение индивидуальных ложек-базисов из пластмассы

Существует несколько методов изготовления индивидуальных ложек, которые со временем претерпевали изменения.

Принципиально материалы и методы для изготовления индивидуальных ложек можно разделить на следующие группы:

- воск;
- пластмассы холодной полимеризации (наиболее распространенная группа);
- светоотверждаемые материалы (находят все большее применение);
- термопласты;
- комбинированные методики.

Уже в начале XX в. Kantorowicz, Baiters, Brill и др. считали, что существенное значение для функционального

оттиска и его результатов имеет индивидуальная ложка, приготовленная для каждого пациента в отдельности.

В последние годы индивидуальные ложки из воска практически нигде не изготавливают, а делают жесткие ложки. В то время, когда единственным оттискным материалом был гипс, необходимы были индивидуальные ложки, изготовленные по второму слою воска, обжато на модели. Такая методика изготовления ложек предусматривала наличие пространства для оттискного материала, так как очень тонкий слой гипса мог раскрошиться.

В настоящее время, когда имеется большое количество оттискных материалов и гипс уже не используется для получения функционально-присасывающихся оттисков, ложки изготавливают непосредственно на моделях. При такой методике изготовления ложек место для оттискного материала не предусматривается, так как силиконовые, тиоколовые и цинкоксидгваяколовые массы не крошатся, не рвутся, поэтому толщина оттиска может быть минимальной. В связи с тем, что ложка обжимается непосредственно на модели, правильнее ее называть *ложка-базис*. При использовании этих масс индивидуальные ложки из воска также неприемлемы, так как они могут деформироваться в полости рта. Кроме того, современные оттискные материалы к воску не прилипают и при выведении оттиска из полости рта могут отставать от восковой ложки. Ложки изготавливают на модели, полученной по анатомическому оттиску из пластмассы «Кар-бопласт-М», выпускаемой промышленностью специально для этой цели, или любой другой пластмассы холодной полимеризации.

После обследования больного, у которого отсутствуют все зубы, приступают к получению анатомических оттисков. Этот этап включает: подбор стандартной ложки, выбор оттискного материала, ус-

тановку ложки с оттискным материалом на челюсти, оформление краев оттиска, выведение оттиска, оценку оттиска.

С целью получения анатомического оттиска подбирают стандартную металлическую ложку для беззубых челюстей по номеру, соответствующему величине челюсти.

Из оттискных материалов применяют термопластические или альгинатные массы. Нужно отметить, что термопластические массы не дают четкого отображения переходной складки, поэтому их применение нецелесообразно. При незначительной атрофии альвеолярных отростков можно использовать альгинатные оттисковые материалы. Однако при выраженной атрофии, когда необходимо расправить подвижную слизистую оболочку или переместить подъязычные железы, расположившиеся на вершине альвеолярного гребня беззубой нижней челюсти, применение этих масс вызывает определенные трудности. Поэтому используют альгинатные массы более густой консистенции или размешивают их с меньшим количеством воды.

При лечении больных с выраженной атрофией альвеолярных отростков, осложненной «болтающимся гребнем», оттиск должен быть получен без давления и при этом с использованием таких масс, которые не сместили бы и не сдавили гребень. С этой целью возможно применение альгинатных масс более жидкой консистенции.

Перед получением оттиска стандартную ложку (ее края) целесообразно индивидуализировать. Для этого по краю ложки укладывают размягченную и согнутую пополам полоску воска, приклеивают к краю горячим шпателем и, введя ложку в полость рта, обжимают воск по скату альвеолярных отростков. Участки воска, зашедшие на активно-подвижную слизистую оболочку, срезают.

После этого ложку с оттискной массой вводят в полость рта, с умеренной силой прижимают к челюсти и оформляют края активными и пассивными способами (вначале больной производит движение языком и губами, а затем врач пальцами массирует его щеки и губы). После структурирования оттискной массы ложку с оттиском осторожно выводят из полости рта. При оценке оттиска обращают внимание на то, как проснялось пространство за верхнечелюстными буграми, ретромolare пространство, четко ли отобразились уздечки, нет ли пор и т.д. Химическим карандашом на оттисках отмечают границы будущих индивидуальных ложек и передают в зуботехническую лабораторию для их изготовления, где техник отливает модели.

Затем на модели химическим карандашом очерчивают границы будущей ложки, которые должны доходить до переходной складки слизистой оболочки, модель покрывают изоляционным лаком «Изокол». Размешивают нужное количество пластмассы «Карбопласт-М» и по достижении тестообразной консистенции из нее делают толстую пластинку по форме верхней или нижней челюсти, которую обжимают на модели по очерченным границам. Для этих целей Д.Се-ребровым (2003) предложены специальные штамп и контрштамп, при прессовке в которых пластмассового теста получают пластины, напоминающие по форме верхнюю и нижнюю челюсти (см. рис. 4.2). А затем они обжимаются по модели. Затем из небольших кусочков пластмассового теста делают ручку, располагая ее перпендикулярно поверхности ложки, а не с наклоном вперед. Такое положение ручки не будет мешать при оформлении краев оттисков. Если на нижней челюсти атрофированный альвеолярный отросток и границы протезного ложа получились узкими, то ручку изготавливают большей ширины — до



Рис. 4.2. Штампы и контршампы для изготовления индивидуальных ложек.

премоляров. При такой ручке пальцы врача не будут деформировать края оттиска при удержании его на челюсти и ложка не будет прогибаться. В отсутствие карбопласта такие ложки можно изготовить из протакрила, редонта или любого другого материала, например светоотверждаемого.

После затвердения пластмассы (10—15 мин) ложку снимают с модели и обрабатывают фрезами и корундовыми головками, начиная с поднутрений, следя за тем, чтобы края соответствовали границам, очерченным на модели. Толщина края ложки должна быть не менее 2,0 мм. При очень тонком крае ложки трудно добиться достаточной объемности края оттиска (рис. 4.3).



Рис. 4.3. Готовые индивидуальные ложки.

Многие западные фирмы в последние годы выпускают большое количество различных материалов, которые отверждают при помощи света. Как правило, это пластины, по форме напоминающие верхнюю и нижнюю челюсти.

По анатомическому оттиску изготавливается гипсовая модель, на которой рисуется граница будущей индивидуальной ложки-базиса. Берется пластина незаполимеризованной пластмассы и плотно обжимается по модели. Излишки срезаются скальпелем. Из обрезков изготавливается ручка и, если нужно, утолщаются края ложки. Затем модель с обжатой ложкой помещается в специальный светоотверждающий аппарат (рис. 4.4).

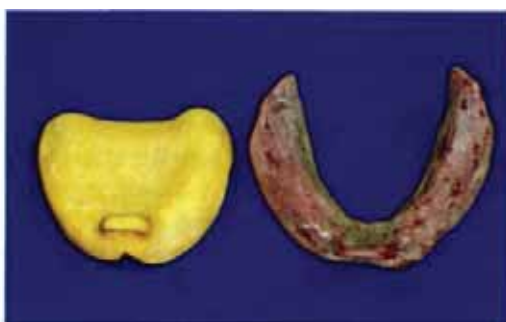




Рис. 4.4. Аппарат для светоотверждения индивидуальных ложек.

Через несколько минут пластмасса застывает и ложка готова. Карборундовой головкой и фрезой шлифуются края и делаются выемки для губных уздечек и щечных складок.

4.2.1.1. Припасовка индивидуальной ложки на верхнюю челюсть

Оттисная ложка на верхней челюсти с вестибулярной стороны должна доходить до пассивно-подвижной слизистой оболочки (нейтральная зона), а на небе — перекрывать слепые отверстия на 1—2 мм. Затем пациенту предлагают производить различные функциональные движения. При этом ложка не должна смещаться, в противном случае ее укорачивают на следующих участках: глотательное движение — зона 1, широкое открывание рта — зона 2, всасывание щек — зона 3, вытягивание губ — зона 4.

4.2.1.2. Припасовка индивидуальной ложки на нижнюю челюсть

В нашей стране широкое распространение получила методика припасовки индивидуальных ложек с использованием так называемых функциональных проб по Гербсту. Хотя Гербст к этой методике никакого отношения не имеет, поскольку являлся хозяином завода по производству стоматологических материалов, в том числе адгезиала и супрофикса. В России эту методику «по Гербсту» назвали с легкой руки профессора В.Ю.Курляндского, который в 1963 г. опубликовал ее в своем учебнике и в журнале «Стоматология» (№3, 1959 г.).

Кроме того, в этой статье были несоответствия, заключавшиеся в том, что все эти пробы необходимо было проводить при широко открытом рте и усиленном движении языка в стороны и вверх, пытаясь достать кончик носа. Ложку необходимо было укорачивать до тех пор, пока она не смещалась с челюсти. При этом протезы на нижней челюсти рекомендовалось изготавливать с расширенными границами. Однако при выполнении данных рекомендаций протез получался со значительно зауженными границами.

На самом деле подобная методика припасовки индивидуальной ложки была описана в 1936 г. Fonet и Tuller.

На основании клинического опыта нам кажется, что выполнять различные манипуляции языком необходимо не очень активно и, кроме того, при полуоткрытом рте, не добиваясь устойчивого положения ложки на челюсти. После этого можно руками оттягивать губы и щеки для определения нахождения уздечек губы и складок щек и, если необходимо, освободить для них место в ложке.

Методика. При введении индивидуальной ложки в рот больному предлагают производить различные движения языком, губами, глотательные движения

и т.п. При смещении ложки ее укорачивают в определенных местах.

При глотании смещение оттисковой ложки с нижней челюсти происходит в результате сбрасывания ее напрягающимся ротоглоточным кольцом. Во избежание этого ложку необходимо укоротить по задневыступающему краю в зоне 1, как показано на рисунке 4.5.

При широком открывании рта и вытягивании губ смещение оттисковой ложки обусловлено действием щечных и подбородочных мышц. В таких случаях ложку укорачивают по наружному краю, в зоне 2, в зависимости от того, где она сбрасывается, сзади или спереди.

При облизывании верхней губы языком он, перемещаясь вперед, вверх и в стороны, поднимает и натягивает попеременно левую и правую челюстно-подъязычные мышцы. Если ложка в местах прилегания к этим мышцам удлинена, то ее необходимо укоротить в зоне 3. Если при дотрагивании кончиком языка попеременно до левой и правой щеки ложка будет смещаться, то ее края необходимо укоротить в зоне 4 с противоположной стороны. Смещение ложки в этих случаях происходит в результате

напряжения мышцы языка и дна полости рта. Укорочение ложки слева устанавливают при дотрагивании кончиком языка до правой щеки и наоборот.

При попытке достать кончиком языка кончик носа оттисковая ложка сместится с челюсти, если она длинна в месте ее прилегания в области прикрепления к челюсти подбородочно-язычных мышц и уздечки языка. В этих случаях ложку необходимо укоротить в зоне 5.

4.3. ПОЛУЧЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНО-ПРИСАСЫВАЮЩИХСЯ ОТТИСКОВ

В экспериментах было доказано, что степень сдавления слизистой оболочки протезного ложа оттисковыми материалами различна: альгинатных масс — 20%, силиконовых, тиоколовых и цинкоксида-гваяколовых — 40—60%, термопластических — до 80% (Воронов А.П., Абдурахманов А.Ш., 1985). Анализ качества изготовленных протезов и степени их фиксации показал, что наилучшими массами являются те, которые при получении оттиска сдавливают подлежащую слизистую оболочку на 50% ее компрессионных возможностей. Следовательно, лучшими материалами для получения оттисков

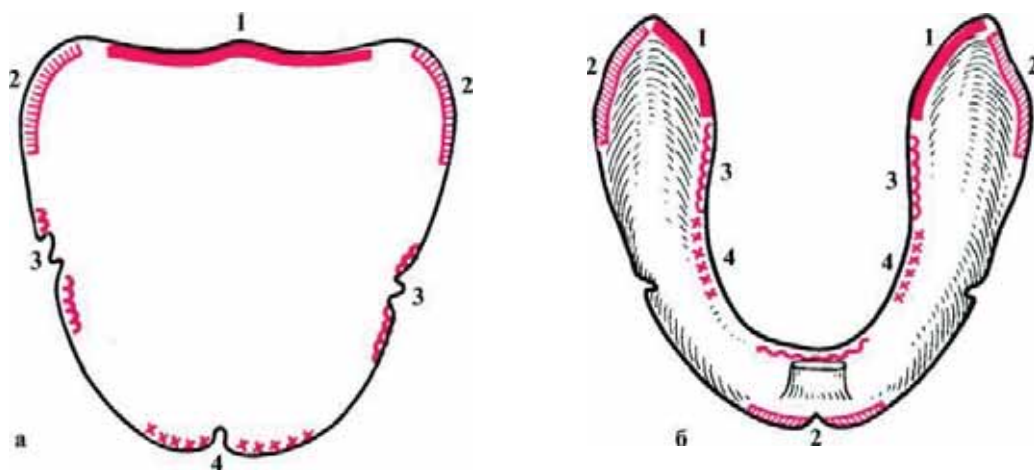


Рис. 4.5. Последовательность припасовки индивидуальной ложки-базиса на верхнюю (а) и нижнюю (б) челюсти.

беззубых челюстей являются сизласт, тиодент и дентол.

Общеизвестно, что оттиски можно получать с применением давления и без него, однако как регулировать это давление, какую применять силу — вопрос очень сложный. По нашему мнению, получение оттисков под силой жевательного давления самого больного является оптимальным вариантом. С этой целью используют имеющиеся у больного протезы или изготавливают прикусные валики на жестких ложках.

Хорошего функционального присасывания протезов на верхних беззубых челюстях при тяжелых степенях атрофии можно добиться с помощью оттискового материала дентол или любого цинкокси-дэвгенольного материала. К его достоинствам относится также возможность повторного нанесения нового слоя массы на отвердевшую поверхность оттиска. При этом наблюдаются прочные соединения второго слоя с первоначальным. Методика состоит в следующем: после припасовки ложки получают оттиск из дентола, оформляя его края активным (используя функциональные движения) и пассивным способами. Оттиск выводят из полости рта, вновь размещивают небольшую порцию дентола и тонким слоем наносят по краю оттиска и в области линии «А». Затем оттиск вновь вводят в полость рта, с усилием прижимают к подлежащим тканям, оформляя его края активными и пассивным способами. При использовании такой методики получения оттиска слизистая оболочка в области клапанной зоны несколько сдавливается, т.е. улучшается контакт края оттиска с подлежащими тканями и эффект функционального присасывания увеличивается в 3—5 раз (рис. 4.6, 4.7).

Хорошего контакта края оттиска (а в дальнейшем и протеза) с подлежащими тканями можно достичь, применяя специальный воск в виде проволоки

диаметром 3 мм. Широко используемый базисный воск для этой цели не пригоден — он жесткий (рис. 4.8). Восковую композицию наклеивают на край ложки, разогревают, а затем вводят в полость рта пациента и оформляют края. После этого получают окончательный оттиск.

Особо необходимо остановиться на тактике врача при получении оттиска с верхней беззубой челюсти при наличии так называемых подушек в задней трети неба. При этом ни в коем случае нельзя получать компрессионные оттиски по всему протезному ложу. Необходимо получить разгружающий общий оттиск, а компрессию создать только в области клапанной зоны, в противном случае в отсутствие окклюзионного давления на протез будет размыкаться задний клапан

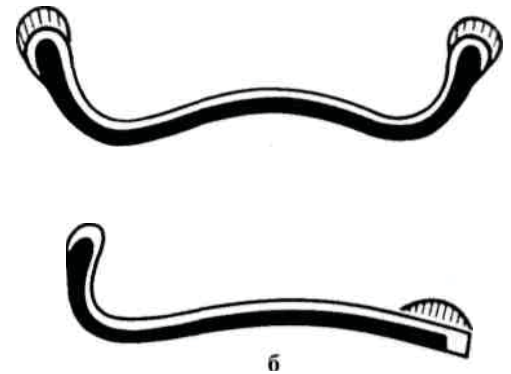


Рис. 4.6. Зоны нанесения второго слоя материала или воска.



Рис. 4.7. Оттиск, полученный с помощью цинкокси-дэвгенолового материала.

и протез не будет фиксироваться. Хорошей фиксации протезов можно достичь, получая оттиск с помощью дентола или сизласта.

На нижней челюсти качественные протезы с успехом можно изготавливать по оттискам, полученным с помощью термопластичного оттискного материала дентафоль (рис. 4.9). С этой целью после припасовки индивидуальной ложки размягчают валик массы дентафоль, входящий в комплект указанного оттискного материала, и приклеивают его по всему внутреннему краю последней. После повторного размягчения валика в горячей воде ложку вводят в полость рта и больному предлагают проделать языком движения вперед, в стороны, вверх и т.д. Эту манипуляцию можно повторить несколько раз, до полного формирования краев оттиска в строгом соответствии с особенностями движений мягких тканей дна полости рта.

Завершив оформление внутреннего края ложки, приступают к получению окончательного оттиска. С этой целью используют массу, находящуюся в металлическом сосуде, разогревая ее до температуры 50—55°C. Расплавленную массу наносят кисточкой на всю поверхность предварительно высушенной ложки, которую после этого вводят в рот и прижимают к челюсти, предлагая больному производить различные функциональные движения губами, языком и т.п.

В случае необходимости жидкий дентафоль можно наносить на ложку повторно, пока поверхность оттиска не будет точно отражать рельеф протезного ложа. Поскольку дентафоль в полости рта полностью не отвердевает, то перед удалением оттиска из рта ложку интенсивно охлаждают холодной водой. Модель отливают общепринятым способом. С целью отделения оттиска модель погружают на несколько минут в кипящую

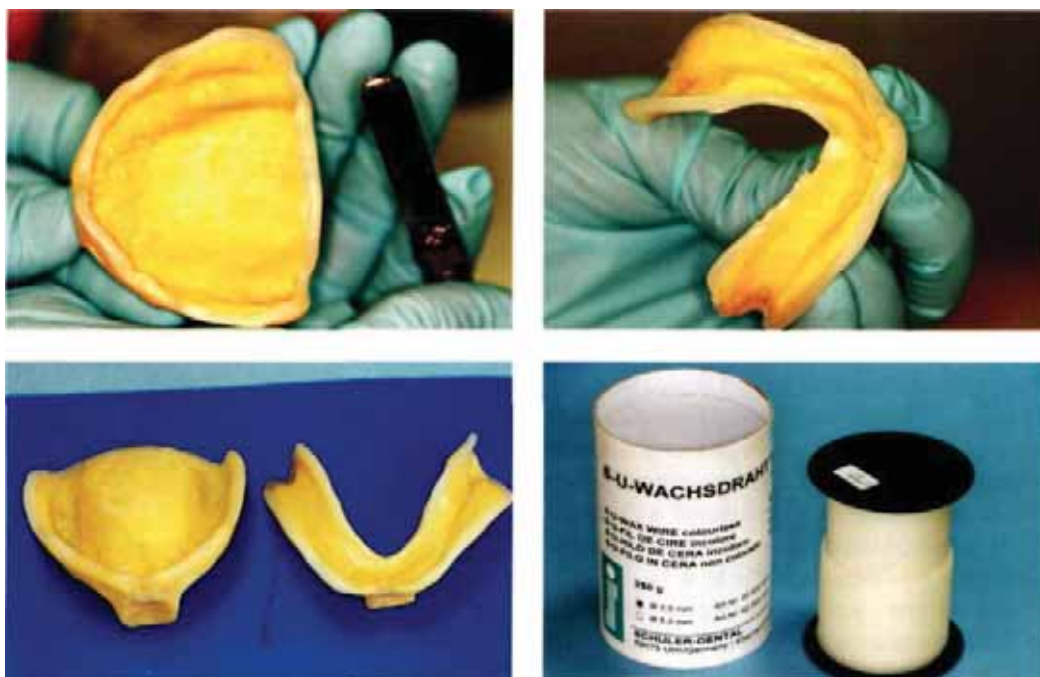


Рис. 4.8. Оформление краев ложек с помощью специального воска.

воду, в которой дентафоль расплавляется и поднимается на поверхность воды.

Применяя дентафоль для получения оттисков с нижних беззубых челюстей с атрофией I и III степени по Келлеру, можно получить эффект функционального присасывания порядка 3—4 кг, а при II и IV степени атрофии — 400—600 г. Достоинство дентафоля в том, что он материал пролонгированного действия, в связи с чем при его использовании можно функционально оформить края оттиска. Кроме того, оттиск можно неоднократно вводить в полость рта, добавляя новые порции с целью коррекции.

Изготавливая протезы на беззубые челюсти с наличием «болтающегося гребня» по Суппли, тактику необходимо изменить. Получение анатомического оттиска было описано выше. После припасовки ложки в полости рта в ней на уровне «болтающегося гребня» стачивают слой пластмассы толщиной 1—2 мм и фиссурным бором создают несколько отверстий для того, чтобы оттисковой материал на этом участке мог свободно выходить через них, не сдавливая гребень и не смещать его в сторону.

Оттисковым материалом в данном случае могут быть альгинатные массы, ден-тол или жидкие силиконовые массы. Давление создают только по краю оттиска, насаивая новую порцию материала. После получения оттиска приступают к его оценке (рис. 4.10). Следят за качеством оформления и объемом его

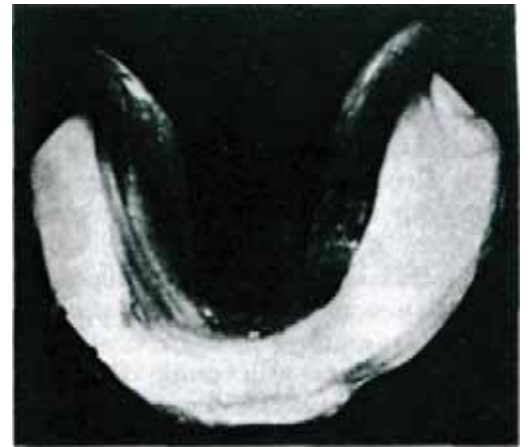


Рис. 4.9. Оттиск, полученный термопластическим материалом.

краев, а также за тем, чтобы на отдельных участках не был продавлен оттисковой материал. Не допускается наличие воздушных пор. Затем определяют силу присасывания оттиска. Если все требования соблюдены, оттиск передают в лабораторию для продолжения работы.

Н.В.Калинина (1979) описывает методику получения оттисков с дифференцированным давлением на подлежащие ткани, которая заключается в следующем. С помощью тщательно подобранной стандартной ложки для беззубой челюсти или старого протеза, откорректированного термопластичной массой, получают предварительный оттиск, используя для этого при плотной слизистой оболочке термопластичную массу Вайнштейна, при других типах слизистой обо-

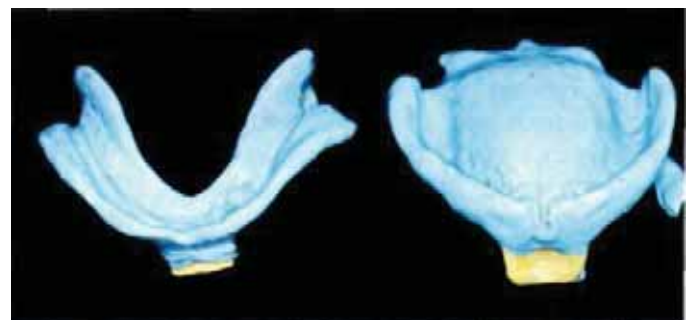


Рис. 4.10. Получение оттиска при наличии «болтающегося гребня».

ложки — цинкоксида-эвгеноловую пасту. Для того чтобы избежать чрезвычайной компрессии тканей протезного ложа употребляют хорошо разогретую термопластичную массу, а ложку заполняют ею без избытка. При снятии предварительного оттиска используют функциональные пробы, что в последующем значительно облегчает припасовку индивидуальной ложки. На предварительной модели в соответствующих местах, где требуется разгрузка слизистой оболочки, прокладывают тонкую фольгу. По периферии толщину фольги уменьшают и сводят на нет. Такая изоляция должна быть создана в области небного валика (торуса) и экзостозов на участках подвижной слизистой оболочки, а также при значительной атрофии челюстей на участках, соответствующих выходу сосудов и нервов.

Считаем нужным подчеркнуть, что изоляцию слизистой оболочки в указанных выше зонах следует производить до получения оттиска. Такая изоляция противопоставляется той манипуляции, которая выполняется в области небного валика или на других участках протезного поля общепринятым способом.

Преимущества разгрузки слизистой оболочки по сравнению с полным разобщением, выполняемым в лаборатории, заключаются в том, что сохраняется ослабленный контакт базиса протеза с разгруженными участками слизистой оболочки. Разгрузкой предотвращается лишь нежелательное повышение давления на протезное ложе, которое может возникнуть во время жевания пищи. Неполное же прилегание протеза к отдельным участкам протезного ложа отрицательно сказывается на его фиксации и, кроме того, может способствовать возникновению гиперплазии слизистой оболочки.

Подготовив и припасовав ложку, приступают к функциональному оформлению ее краев с помощью валика из тер-

мопластичной массы, начиная с тех участков, где проявляется наибольшая активность мышц. Каждый участок ложки формируют отдельно, последовательно разогревая термопластичную массу. Необходимо предварительно сформировать края оттиска не только в пределах подъязычной области и дистального отдела неба, как это рекомендует В.Ю.Курляндский (1964), а на всем протяжении периферии протезного ложа. Применяя функциональные пробы, следует предостеречь больного от форсированных движений.

Перед снятием функционального оттиска ложку для верхней челюсти перфорируют нанесением двух рядов отверстий по обе стороны линии, соответствующей середине твердого неба. Перфорация ложки требуется для удаления избытка оттискного материала при разгрузке срединного участка неба. Окончательный оттиск снимают эвгенолоксицинковой пастой, которая отображает разгруженные зоны при минимальном давлении. С области же альвеолярного отростка оттиск снимают со значительным пальцевым давлением. Полученный функциональный оттиск окантовывается воском или какой-либо другой термопластичной массой. Полосу воска толщиной 3 мм и шириной 5 мм прикрепляют к оттиску на всем протяжении, отступая от его края не менее чем на 3—5 мм.

После получения модели воск убирают, а на модели остается четкая граница — функционально оформленная и объемно воспроизведенная клапанная зона протеза. Методика получения оттиска с избирательным давлением на ткани протезного ложа показана при всех типах слизистой оболочки в этой области.

М.А.Нападов и А.Л.Сапожников (1964), П.Танрыкулиев (1975) предлагают не только получать функционально-присылающийся оттиск, но и накладывать оттискной материал на наружную поверхность ложки или протеза и таким об-

разом моделировать эту поверхность базиса протеза. М.А.Нападов и А.Л.Сапожников назвали свою методику «функционально-тонической» и использовали с этой целью оттисковой материал пролонгированного действия «Ортокор». П.Танрыкулиев называет указанный метод «объемным моделированием». Авторы указывают, что применение этой методики позволило моделировать протез в соответствии с оптимальным объемом протезного пространства. Форма базиса протеза, изготовленного по функционально-тоническому оттиску, часто причудливая и не укладывается в наше пред-

ставление о форме протезного базиса. Однако после введения протеза в рот больные, как правило, дают ему высокую оценку, а процесс адаптации протекает быстрее и без осложнений. Функционально-тоническая форма базиса обеспечивает фиксацию протеза нижней челюсти в тех случаях, когда нельзя добиться функционального присасывания и несостоятельны силы адгезии.

С целью улучшения фиксации и стабильности протезов на беззубых челюстях в последние годы широко применяют внутрикостные имплантаты различной формы и из разных материалов.

ГЛАВА 5. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЦЕНТРАЛЬНОГО СООТНОШЕНИЯ ЧЕЛЮСТЕЙ

Следующий клинический этап протезирования больных при полном отсутствии зубов различные авторы трактуют по-разному и называют определением прикуса, определением центральной окклюзии, определением центрального соотношения челюстей (Бетельман А.И., Бынин Б.Н., 1947; Курляндский В.Ю., 1953; и др.). Б.Р.Вайнштейн (1974) называет этот этап «определение ориентиров для построения элементов прикуса».

Центральная окклюзия — это функциональное положение нижней челюсти, из которого начинаются и которым заканчиваются все жевательные движения. В течение жизни высота центральной окклюзии меняется и зависит от наличия и стертости жевательных зубов. Эти состояния сочетаются с изменениями в височно-нижнечелюстных суставах.

Центральная окклюзия характеризуется максимальным контактом всех режущих и жевательных поверхностей зубов; мышцы в положении центральной окклюзии развивают максимальную тягу. В ходе эксперимента, проведенного на кафедре госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ, это положение подтвердить не удалось. Имеется возможность зафиксировать снижение мышечной тяги между центральной окклюзией и снижением высоты прикуса, а при повышении высоты центральной окклюзии (до определенного предела) разница в мышечной тяге не определяется (Воронов А.П., 1986). В положении центральной окклюзии происходит наиболее эффективное дробление пищи,

собственно жевательные и височные мышцы на обеих сторонах сокращаются одновременно и равномерно, средняя линия лица совпадает с линией, проходящей между центральными резцами верхней и нижней челюстей, суставные головки располагаются у основания скатов суставных бугорков.

Brill и соавт. (1959) различают еще и ретрузивное (крайне заднее) положение нижней челюсти, из которого она не может быть смещена дистально, так как ее смещение ограничивают связки сустава. При ретрузивном положении нижняя челюсть смещается кзади от центральной окклюзии на 0,5—1 мм и в 90% случаев не совпадает с центральной окклюзией.

Л.В.Ильина-Маркосян отмечает еще и «привычную окклюзию», которая может возникнуть при частичном отсутствии зубов, патологической стертости или когда имеются пластиночные протезы при полном отсутствии зубов и стертости бугров и режущих краев.

Перечисленные выше положения нижней челюсти по отношению к верхней необходимо знать, так как в клинической практике с ними приходится постоянно сталкиваться.

При протезировании больных, у которых отсутствуют все зубы, определяют **центральное соотношение челюстей**, а не центральную окклюзию, так как на этом этапе имеются окклюзионные восковые валики, а не зубные ряды.

Определить центральное соотношение челюстей — это значит определить поло-

жение нижней челюсти по отношению к верхней в трех взаимно перпендикулярных плоскостях — вертикальной, сагиттальной и трансверсальной.

Все методы определения центрального соотношения челюстей можно разделить на статические и функциональные. В основу статических методов положен принцип постоянства центрального соотношения челюстей. К ним относятся метод Юпитца, который предложил «циркуль золотого сечения»; метод Вутсворда, утверждавшего, что расстояние между углом глаза и углом рта равняется расстоянию между кончиком носа и подбородком в положении центральной окклюзии; метод Гизи, определявшего высоту нижнего отдела лица по выраженности носогубных складок. Все эти методы неточны и в основном дают завышение размеров нижнего отдела лица.

5.1. МЕТОДЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОГО СООТНОШЕНИЯ ЧЕЛЮСТЕЙ

Набер предложил применять жесткие базисы и определять высоту центрального соотношения челюстей с помощью гнатодинамометра. Поскольку мышцы в положении центральной окклюзии развивают наибольшую тягу, Набер ориентировался по наибольшим показателям гнатодинамометра. По методике Гизи впереди верхнего воскового валика укрепляют маленький штифт, на восковом валике нижней челюсти — металлическую пластинку с регистрирующим столиком, покрытым тонким слоем воска. Штифт должен касаться поверхности столика. Больному предлагают производить движения нижней челюстью в стороны до утомления. На столике штифтом очерчивается угол приблизительно в 120°. Расположение штифта на вершине угла и будет показывать центральное соотношение челюстей.

Существует еще внутриротовой метод регистрации центрального соотношения

челюстей, описанный Б.Т.Черных и С.И.Хмелевским (1973). Суть метода заключается в том, что на жестких базисах верхней и нижней челюстей с помощью воска укрепляют регистрирующие пластинки. На верхней металлической пластинке укреплен штифт, а нижняя покрыта тонким слоем воска. При различных движениях нижней челюсти на нижней пластинке, покрытой воском, очерчивается ясно выраженный угол, в области вершины которого следует искать центральное соотношение челюстей. Затем поверхность нижней пластинки накладывают тонкую целлулоидную пластинку с углублениями, совмещая одно из углублений с вершиной угла, и приливают ее воском. Больному вновь предлагают закрыть рот и, если опорный штифт попал в углубление пластинки, базисы закрепляют по бокам гипсовыми блоками, удаляют из полости рта и переносят на гипсовые модели челюстей.

Все перечисленные методы определения центрального соотношения челюстей не нашли широкого применения из-за сложности или неточности определения, поэтому в повседневной практике применяют анатоμο-физиологический метод.

5.1.1. Анатоμο-физиологический метод

Из анатомии известно, что при правильной форме лица губы смыкаются свободно, без напряжения, носогубные и подбородочные складки слегка выражены, углы рта немного опущены.

Физиологической основой этого метода является положение относительного физиологического покоя нижней челюсти и тот факт, что окклюзионная высота меньше высоты при физиологическом покое на 2—3 мм. Физиологический покой — это свободное положение нижней челюсти, при котором расстояние между зубами равняется 2—3 мм и жевательные мышцы слегка напряжены.

Сначала производят осмотр моделей, на которых должны быть карандашом отмечены границы будущего протеза, резцовый сосочек, небные ямки, торус, линия середины альвеолярного отростка, верхнечелюстные бугры, срединные линии, нижнечелюстной слизистый бугорок. Средняя линия и линия середины альвеолярного отростка должны быть выведены на цоколь модели. Базисы, на которых укрепляют окклюзионные валики, готовят из прочного воска или пластмассы. Следует отдавать предпочтение жестким базисам для исключения возможной деформации, особенно при сложных анатомических условиях в полости рта.

Базисы должны плотно охватывать модель, а края их точно соответствовать границам будущего протеза. Необходимо проследить за тем, чтобы края базисов не были острыми. Затем проводят коррекцию окклюзионного воскового валика. На верхней челюсти высота валика должна быть во фронтальном отделе приблизительно 1,5 см, а в области жевательных зубов — 5—7 мм. Во фронтальном отделе верхний валик должен слегка выступать вперед, ширина его должна быть 3—4 мм, на боковых участках валик должен выступать от вершины альвеолярного гребня на 5 мм и по ширине доходить до 8—10 мм. Таким образом, окклюзионный валик на верхней челюсти по периметру и форме должен соответствовать будущей зубной дуге.

Базис с окклюзионным валиком вводят в полость рта и определяют положение верхней губы: она не должна быть напряжена или западать. Коррекцию положения губы производят, срезая или наращивая воск на вестибулярной поверхности валика. Затем определяют его высоту во фронтальном отделе. При этом необходимо помнить, что поскольку длина верхней губы может быть различной, в зависимости от этого край верхне-

го валика может выступать из-под губы на 2 мм (1), быть на ее уровне (2) или располагаться выше края верхней губы на 2 мм и более (3) (рис. 5.1).

Определив уровень протетической плоскости, приступают к ее формированию вначале во фронтальном отделе, а затем в боковых. Формирование заключается в создании на валике плоскости, во фронтальном отделе параллельно зрачковой линии, а в боковых — носоушной, проводят его методом срезания или наращивания воска на плоскость валика, изготовленного техником.

При формировании валика во фронтальном отделе, как уже отмечалось, ориентируются на зрачковую линию. При этом используют две линейки. Одну помещают под верхний валик, вторую устанавливают по линии зрачков. Эти линейки должны быть параллельными (рис. 5.2). Затем приступают к созданию протетической плоскости в боковых отделах. С этой целью одну линейку устанавливают под верхним валиком, а другую — на уровне нижнего края крыла носа и слухового прохода (камперовская линия). Они также должны быть параллельными. В случае необходимости воск срезают или наращивают в боковых отделах.

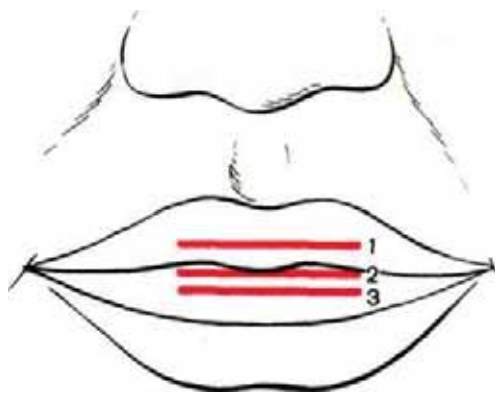
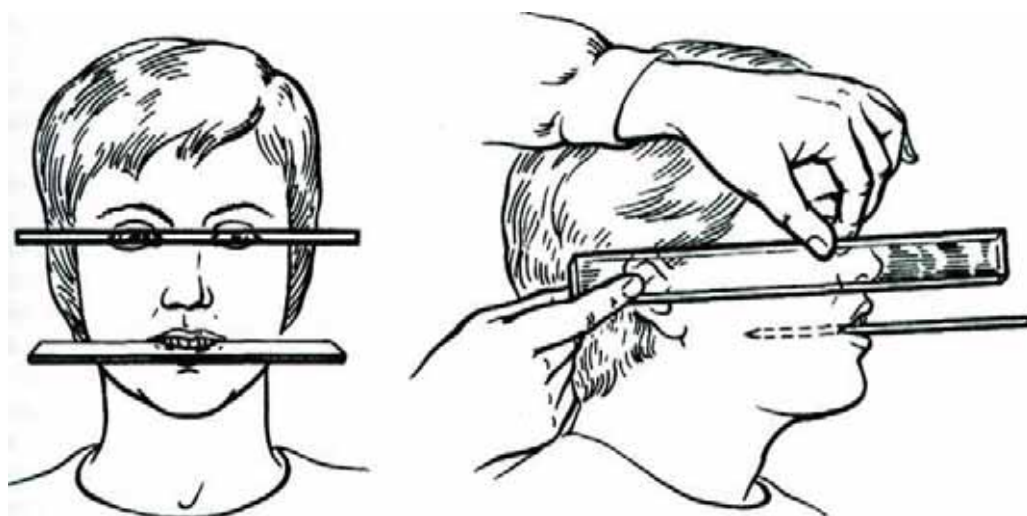


Рис. 5.1. Варианты положения верхнего окклюзионного валика по отношению к верхней губе.



J H

Рис. 5.2. Ориентиры на лице для формирования протетической плоскости.

После
того как



Рис. 5.3. Аппарат Найша.

шпателя. Тумблер на электрическом шнуре позволяет дозировать температуру разогрева поверхностей металлических дисков.

Затем определяют вертикальный размер нижней части лица в положении физиологического покоя. На лице

достигнута параллельность поверхностей валика по зрачковой и носоушной линиям, необходимо сделать ровной созданную протетическую плоскость. С этой целью целесообразно использовать аппарат Найша (рис. 5.3) или А.П.Воронова (рис. 5.4).

Аппарат А. П. Воронова состоит из двух дисков, соединенных между собой и воскоборника. Между дисками находится спираль, нагревающая поверхности дисков. Одна поверхность дисков гладкая, для заглаживания воскового окклюзионного валика, а противоположная — с выступающими иглами для моментального разогревания всей поверхности окклюзионного валика при фиксации центрального соотношения челюстей, т.е. для манипуляции, которую обычно выполняют с применением разогретого

больного отмечают карандашом две точки: одну — выше ротовой щели, другую — ниже. Чаще всего одну точку ставят на кончике носа, другую — на подбородке и определяют высоту нижнего отдела лица в положении нижней челюсти в состоянии физиологического покоя. Расстояние между точками фиксируют на бумаге, на восковой пластинке или на штангенциркуле. Последний метод следует оценить как наиболее простой и точный. При определении высоты физиологического покоя следят за тем, чтобы голова пациента бы-



Рис. 5.4. Аппарат А.П.Воронова.



ла правильно расположена, мышцы ослаблены. Предлагают произвести глотательные движения и через некоторое время (2-3 с) фиксируют высоту.

Однако Славичек (Австрия) пишет, что высота физиологического покоя с возрастом меняется (уменьшается), хотя никто не говорит, что 80-летним старикам необходимо изготавливать протезы с той же высотой, какая была в молодом возрасте.

В процессе работы с восковыми базами необходимо проверять их устойчивость, а для предупреждения деформации регулярно охлаждать в холодной воде.

Следующий этап — припасовка нижнего валика по верхнему. Обычно при введении в полость рта нижнего базиса с окклюзионным валиком отмечается контакт только в боковых отделах, поэтому в этой области валик срезают шпателем или используют аппарат Найша. По высоте нижний валик необходимо припасовать таким образом, чтобы при смыкании челюстей расстояние между отмеченными точками было меньше, чем при физиологическом покое, на 2—3 мм. По периметру нижний окклюзионный валик должен быть идентичен верхнему. Одним из основных моментов, обеспечивающих успех работы, является равномерный, плоскостной контакт валиков при их смыкании.

Существует много способов фиксации валиков (скобки, спарационные диски, фиксация разогретым шпателем, жидким гипсом и т.п.).

Чаще применяют следующий способ фиксации центрального соотношения челюстей. На верхнем валике, в области первых премоляров и моляров острым шпателем делают по две непараллельные друг другу насечки, а на нижний окклюзионный валик накладывают хорошо разогретую полоску воска. Врач укладывает указательные пальцы в области жевательных зубов, предлагая больному кос-

нуться кончиком языка задней трети твердого неба и в таком положении сомкнуть челюсти. В насечки верхней челюсти входит разогретый воск, создавая замки, а разогретая пластинка воска выдавливается из-под валиков, в результате чего завышения высоты нижнего отдела лица не происходит. Затем окклюзионные валики выводят из полости рта, охлаждают и срезают излишки раздавленного воска. Несколько раз проводят проверку правильности фиксации центрального соотношения челюстей. На данном этапе можно выполнить фонетические пробы. При произнесении гласных звуков расстояние между верхним и нижним окклюзионными валиками должно быть 2 мм, а при разговоре — 5 мм.

При определении центрального соотношения особое внимание необходимо обращать на точку, которую мы поставили на подбородке. Иногда пациенты непроизвольно подтягивают подбородок и точка может смещаться вверх или вниз до 1 см. Замерять и проверять расстояние между точками на носу и подбородке необходимо при расслабленной нижней губе.

В тех случаях, когда имеется малое межальвеолярное расстояние и нет возможности поставить зубы «на приточке» или когда опущены бугры верхней челюсти и упираются в вершину альвеолярного гребня на нижней челюсти, а также не устраивает женщин конфигурация лица (выражены складки, морщины) возможно повышение межальвеолярного расстояния на 2—3 мм, т.е. на высоту физиологического покоя.

Последний этап — нанесение ориентировочных линий для постановки шести верхних зубов. Ориентируясь на эти линии, техник выбирает размер зубов. На верхний валик необходимо нанести срединную линию, линию клыков и улыбки. Первую проводят вертикально как продолжение срединной линии лица, делящей подносовой желобок верх-

ней губы на равные части. Эту линию нельзя проводить по уздечке верхней губы, которая довольно часто бывает смещена в сторону. Срединная линия располагается между центральными резцами. Линия клыков, проходящая по их буграм, опускается от наружного крыла носа. Линию, идущую горизонтально, проводят по границе красной каймы верхней губы при улыбке. Искусственные зубы расставляют таким образом, чтобы шейки их были выше отмеченной линии (рис. 5.5). При такой расстановке искусственных зубов во время улыбки не будут видны их шейки и искусственная десна. В том случае, если у больного имеются протезы, их используют при определении высоты физиологического покоя и периметра вестибулярного края для правильной ориентации. При значительной атрофии альвеолярных отростков как верхней, так и нижней беззубых челюстей, при плохой фиксации восковых базисов с окклюзионными валиками, при микростоме или неадекватном поведении больного определение центрального соотношения челюстей целесообразно проводить на жестких базисах, которые гораздо лучше фиксируются, не деформируются, не смещаются на челюстях, и на которых в дальнейшем можно производить постановку искусственных зубов.

5.1.2. Функционально-физиологический метод

Организм человека — сложная, постоянно изменяющаяся биологическая система, регуляция и развитие которой осуществляются по принципу обратной связи. По мере старения организма, утраты зубов, атрофии челюстей происходит изменение функциональных возможностей всего комплекса мышечной, костной и сосудистых тканей. В связи с этим применение статических методов, а также методов, которые позволяют учесть и отразить в конкретных цифровых величинах те функционально-физиологические особенности, которые свойственны зубочелюстной системе в момент ортопедического лечения, приводит к ряду ошибок и снижению качества ортопедической помощи.

Известно, что мышца может развить максимальное усилие только в том случае, когда расстояние между точками прикрепления и площадь мышечного волокна будут оптимальны для выполнения функции. Данная функция находится под контролем центральной нервной, ферментативной и эндокринной систем, которые осуществляют регуляцию по принципу обратной связи.

Сигнал обратной связи может быть зарегистрирован при работе зубочелюст-

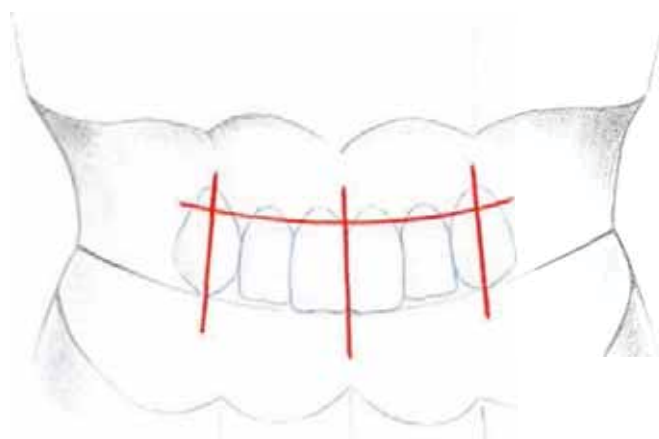


Рис. 5.5. Антропометрические ориентиры и расстановка передних зубов по антропометрическим линиям.

ной системы и отражать усилие, которое способен развивать весь комплекс мышц. Однако сигнал обратной связи формируется не только от мышц и зон, где происходит размалывание пищи, но и от слизистой оболочки, языка и др.

Исследования, проведенные в 1984—1985 гг. С.В.Харченко, А.П.Вороновым, Б.К.Костур, В.А.Миняевой, Н.К.Любомировой, К.А.Редотовой, Д.С.Аксеновым, Т.С.Петровой, В.П.Зайцевым, позволили по-новому подойти к решению данного вопроса. Регистрацию сигнала обратной связи, выражающегося в величинах усилий, которые способен развивать мышечный аппарат зубочелюстной системы, они предложили проводить при его сбалансированном состоянии и фиксированном положении челюстей, при котором мышцы способны развивать максимальное усилие. Устройство, используемое с этой целью, позволяет смоделировать будущие нагрузки на слизистую оболочку и протезное ложе.

На основе такого подхода был разработан специальный аппарат для определения центральной окклюзии (АОЦО) с внутриротовым устройством, которое позволяет определить центральное соотношение челюстей с учетом всех перечисленных выше факторов и точно в пределах $\pm 0,5$ мм (рис. 5.6). Аппарат со-

держит устройство для регистрации сигналов, поступающих со специального датчика усилия, который размещается на опорной пластине в полости рта. В комплект аппарата входит набор опорных пластин для различных по размеру челюстей, а также опорных штифтов и имитаторов датчика усилия. Работу с аппаратом осуществляют следующим образом. Изготовленные жесткие индивидуальные ложки припасовывают во рту. После укорочения края на 1—2 мм его окантовывают ортокором и функционально оформляют.

На нижней индивидуальной ложке параллельно зрачковой линии укрепляют опорную пластину с датчиком усилия, а на верхней — специальную металлическую опорную площадку, входящую в комплект прибора.

Подготовленные таким образом ложки вводят в полость рта и на датчике усилия устанавливают опорный штифт, который соответствует расстоянию между челюстями в состоянии физиологического покоя. При данном соотношении челюстей расстояние между ними заведомо завышено. Датчик усилия подключают к регистрирующей части прибора АОЦО с выходом на самописец и предлагают больному несколько раз сжать челюсть. При этом регистрируют усилие,

Рис. 5.6. Аппарат для определения центрального соотношения челюстей функционально-физиологическим методом.



которое развивает весь комплекс мышечного аппарата, с учетом податливости слизистой оболочки и других показателей, так как соотношение челюстей имитируется опорным штифтом, который не только ограничивает смыкание челюстей, но и передает усилие на протезное ложе.

Зарегистрировав данное усилие, штифт заменяют на другой меньшего размера с интервалами в 0,5 мм, после чего больному вновь предлагают несколько раз максимально сжать челюсти. Изменяя размер штифта, регистрируют положение, в котором мышцы способны развивать максимальное усилие. При этом следует учесть, что как только расстояние между челюстями станет меньше, чем требуется для оптимальной функции, даже на 0,5 мм, моментально развиваемое усилие уменьшится. Именно это вертикальное соотношение челюстей является той отправной точкой, от которой ведется отсчет всех остальных параметров центрального соотношения. На ортограмме изменение расстояния в 0,5 мм четко регистрируется по показателям регистратора сигналов.

Определив вертикальное соотношение челюстей, извлекают нижнюю ложку-базис, заменяют датчик давления на его имитатор со штифтом, который под-

бирают на основании результатов измерений, и вновь вводят ложку в полость рта. На опорную пластину верхней базисной ложки тонким слоем наносят расплавленный воск и, разместив ложки на челюстях, предлагают больному сжать челюсти и сделать несколько движений нижней челюстью вперед и в стороны. При этом на опорной площадке верхней челюсти штифт оставит след в виде наконечника стрелы (рис. 5.7).

Вершина этой фигуры будет являться крайне задним положением нижней челюсти по отношению к верхней. Эта точка не всегда совпадает с центральным соотношением челюстей. Поэтому больному предлагают несколько раз открыть и закрыть рот и наблюдают, куда упирается штифт.

Как правило, эта точка находится на 0,5—1,0 мм кпереди от вершины наконечника стрелы. Затем на опорную площадку монтируют перфорированную плексигласовую пластину и опять проверяют, в какую перфорацию попадает штифт. Если это одна и та же точка, то в таком положении нижнюю челюсть фиксируют по отношению к верхней.

Следующий этап — определение окклюзионной поверхности. Ее можно определять с помощью как традиционных методов, под контролем опорного штиф-

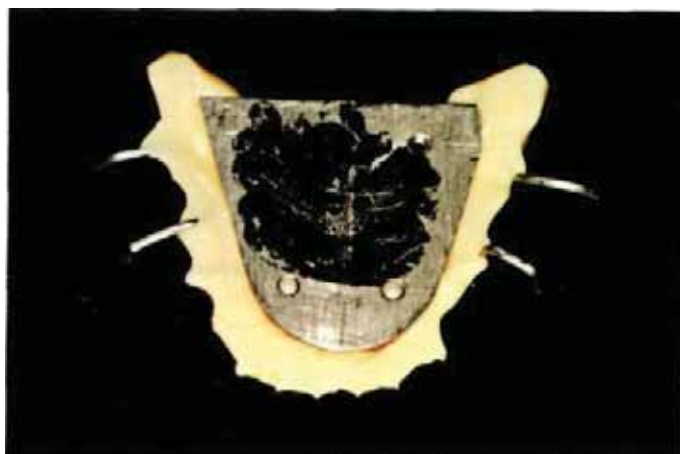


Рис. 5.7. Определение положения нижней челюсти по отношению к верхней в горизонтальной плоскости.

та, так и воск-карборундовых валиков, которые, по нашему мнению, позволяют добиться максимального эффекта. После укрепления указанных валиков на ложках с опорными площадками, имитатором датчика и штифтом их вводят в полость рта, при этом валики делают так, чтобы штифт не доходил до верхней опорной площадки на 1,5—2 мм. Притирку валиков производят по методике, описанной ранее, однако притирку производят под строгим контролем штифта, при применении которого невозможно снижение прикуса, а центральное соотношение челюстей легко проконтролировать по расположению штифта по отношению фигуры на опорной площадке верхней челюсти.

Данное внутриротовое устройство целесообразно применять также для получения функциональных оттисков под давлением штифта. Это позволит не только учесть податливость слизистой оболочки, но и смоделировать нагрузку на нее в процессе пользования протезом и отразить особенности протезного ложа, возникающие в процессе функционирования, в оттиске, а, следовательно, и модели, по которой изготавливают протез. Последующие этапы изготовления протезов осуществляют в обычном окклюдаторе или артикуляторе в зависи-

мости от выбранного метода постановки зубов.

Таким образом, предложенный метод и аппарат являются наиболее точными для определения центрального соотношения челюстей, так как все остальные методы позволяют добиться успехов в двух взаимно перпендикулярных плоскостях (спереди-назад, слева-направо), а данный метод включает и правильное определение высоты, т.е. правильное определение положения нижней челюсти по отношению к верхней в трех взаимно перпендикулярных плоскостях.

Нужно, к сожалению, отметить, что все ориентиры, которыми мы пользуемся при конструировании протезов при полном отсутствии зубов: франкфуртская и камперовская горизонталь, определение относительного физиологического покоя, нахождение резцовой точки делением расстояния между переходными складками верхней и нижней челюстей пополам, определение заднего края протетической плоскости — довольно приблизительны.

С целью постановки искусственных зубных рядов по сферическим поверхностям центральное соотношение челюстей определяют с помощью устройства, разработанного А.Л.Сапожниковым, М.А.Нападовым. Оно состоит из внеротовой ли-

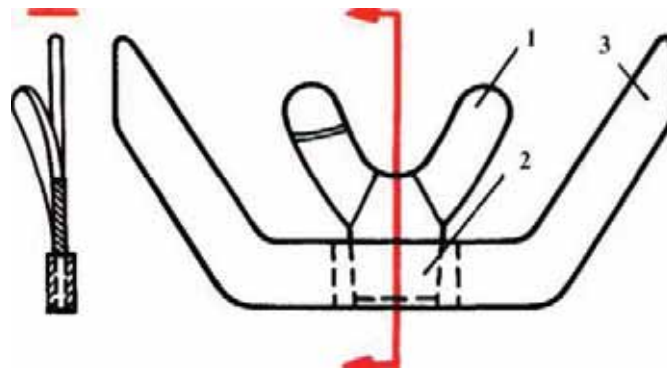


Рис. 5.8. Схема устройства для определения сферической поверхности при постановке зубов по сфере: 1 — внутриротовая часть; 2 — хвостовик; 3 — внеротовая часть.

цевой дуги-линейки и внутриротовой формирующей пластинки, фронтальная часть которой плоская, а дистальные отделы имеют сферическую поверхность (см. рис. 5.8).

Обычным способом оформляют фронтальную часть верхнего окклюзионного валика и, используя ее как участок упора, формируют предварительно размягченные боковые участки окклюзионного валика внутриротовой частью устройства таким образом, чтобы ее внеротовая часть была параллельна носоушным и зрачковым линиям. Затем горячим шпателем разогревают нижний восковой валик и устанавливают его на нижней челюсти. В рот вводят предваритель-

но охлажденный верхний валик и внутриротовую часть устройства и просят больного закрыть рот, следя при этом за тем, чтобы высота окклюзионных валиков и находящейся между ними внутриротовой части устройства соответствовала высоте нижнего отдела лица при положении челюсти в состоянии относительного физиологического покоя.

После удаления устройства, имеющего толщину 1,5—2 мм, на сформированных по сферическим поверхностям валиках получают высоту центрального соотношения челюстей. Правильность формирования валиков проверяют по наличию плотного контакта между ними при различных сдвигах нижней челюсти.

Клинический опыт показывает, что чем устойчивее протезы на челюстях, тем быстрее больные адаптируются к ним, а функция жевания достигает оптимального уровня. В связи с этим проблема стабилизации протезов имеет большое практическое значение.

Изучение литературы по этому вопросу показывает, что даже ведущие советские ученые, создатели руководств и учебников по ортопедической стоматологии, не имеют единого мнения о сущности основных понятий «фиксация» и «стабилизация».

Е.М.Гофунг (1938) под термином «стабилизация» понимает устойчивость полных протезов во время жевания. Он считает, что важное значение для стабилизации протезов имеют постановка зубов, создание кривой Шпее, соблюдение высоты бугров моляров и т. д.

Б.Н.Бынин и А.И.Бетельман (1947) указывают, что «стабилизацией называется устойчивость протеза при покое тканей протезного поля», а «устойчивость протеза при динамике нижней челюсти называется фиксацией». Для того чтобы обеспечить устойчивость протеза, по их мнению, необходима специальная методика получения оттиска.

Из приведенных данных видно, что «стабилизация» по Е.М.Гофунгу идентична «фиксации» по Б.Н.Бынину и А.И.Бетельману. Однако во 2-м издании учебника «Ортопедическая стоматология» (1951) А.И.Бетельман дает другую трактовку терминов «фиксация» и «стабилизация».

Обращает на себя внимание также ошибочное отождествление понятий «фиксация» и «стабилизация», которые в русском языке обозначают различные явления. А.К.Недергин (1950) совершенно справедливо указывает, что некоторые авторы по-разному не только объясняют понятие «стабилизация протезов», но и различно понимают практическое ее осуществление.

Изложенное выше свидетельствует о недостаточной теоретической разработке этого вопроса. Все теоретические исследования в области постановки и артикуляции искусственных зубов, практические приемы, выработанные на основе результатов этих исследований, направлены на то, чтобы разрешить проблему стабилизации: сохранить устойчивость протеза при действии на него довольно значительных нагрузок — направить максимум сил жевательного давления в зону постоянной опоры. На практике этого редко удается достигнуть, если не обеспечена максимальная фиксация протеза.

Таким образом, для сохранения устойчивости протеза при его функционировании необходимо создать определенные условия артикуляции зубов и добиться максимально возможной фиксации протеза на челюсти. Из этого следует, что надежная фиксация является одним из факторов, обеспечивающих достаточную устойчивость протеза.

Мы считаем, что многие неясные формулировки понятий «фиксация» и «стабилизация», так же как и некоторые

ошибочные оценки методов укрепления и придания устойчивости протезам, объясняются методическими ошибками. Хотя оба эти фактора действуют одновременно в тесной функциональной взаимосвязи, изучать их следует отдельно, поскольку для каждого из этих факторов существуют самостоятельные условия и способы достижения.

В связи с этим следует остановиться на вопросе об устойчивости протезов на беззубых челюстях. *Стабильность* — это устойчивость какого-либо тела. *Стабилизация* — обеспечение устойчивости, выполнение каких-либо работ с этой целью, в частности обеспечения устойчивости протеза при жевательных движениях. Поэтому правильно будет говорить о «стабильности», а не о стабилизации протеза.

Физическое тело сохраняет устойчивость на площади опоры в тех случаях, когда проекция центра тяжести пересекает опорную поверхность в пределах площади опоры. Если на тело действует несколько сил, то их можно сложить и конечный результат устойчивости будет зависеть от направления результирующей.

Устойчивость зависит также от силы трения между самим телом и опорной поверхностью, а также от ее формы. При небольшой силе трения устойчивость будет сохраняться, если результирующая всех сил жевательного давления

будет пересекать площадь опоры под прямым углом.

На верхней челюсти площадь опоры можно разделить на две зоны (рис. 6.1).

1. Зона постоянной опоры ограничена гребнем альвеолярного отростка и задним краем поверхности, проходящим по линии «А». Если она имеет куполообразную форму, то будет наиболее благоприятна при различных отклонениях результирующей всех сил жевательного давления и устойчивость протеза будет хорошей. Высокое небо создает благоприятные условия для стабилизации протеза, плоское — неблагоприятные.

2. Зона временной опоры ограничена гребнем альвеолярного отростка и его вестибулярным скатом. Эта зона имеет форму конуса, вследствие чего создает условия для стабилизации только при определенном положении результирующей. Чем круче вестибулярные скаты альвеолярных отростков, тем благоприятнее условия для стабилизации.

На нижней челюсти также можно выделить две зоны.

1. Зона постоянной опоры ограничена серединой гребня альвеолярного отростка и внутренней поверхностью нижней челюсти.

2. Зона временной опоры ограничена гребнем альвеолярного отростка и его вестибулярным скатом. Чем скат круче, тем благоприятнее условия для протезирования.

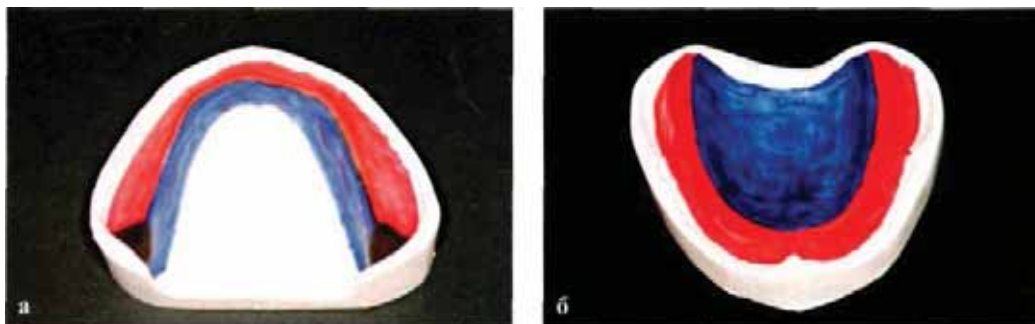


Рис. 6.1. Зоны постоянной и временной опоры на верхней (а) и нижней (б) челюстях.

На основании изложенного можно сделать следующий вывод: оптимальные условия для стабильности протеза можно создать в том случае, если результирующая всех сил жевательного давления будет направлена в зону постоянной опоры.

Вот почему некоторые ученые (Гербер, Энд, Лауритцен) предлагают производить «лингвальную» постановку искусственных зубных рядов, желая, чтобы результирующая сил жевательного давления была направлена в зону «поставленной опоры».

Направление результирующей силы жевательного давления зависит от формы, положения и взаимодействия зубов.

Стабильность определяется силой фиксации протеза, анатомическими условиями, **постановкой и артикуляцией искусственных зубов**. Основные условия стабильности:

1. Постановка зубов по гребню альвеолярного отростка с учетом межальвеолярных линий;

2. Достижение множественных контактов зубов на всех этапах артикуляции. Артикуляция зубов зависит (пятерка Ганау): от наклона суставного пути, резцового перекрытия, сагиттальных и трансверсальных кривых, наклона ориентировочной плоскости, высоты бугров. При этом предполагается четкое взаимодействие всех пяти факторов. Расставляя искусственные зубы, множественные контакты при движениях нижней челюсти по отношению к верхней можно создать в том случае, если правильно сочетаются величины угла сагиттального суставного пути и угла сагиттального резцового пути с выраженностью сагиттальной, трансверсальной окклюзионных кривых и высотой бугров.

Однако это только концепция. На практике все гораздо сложнее. Ведь только в 14% случаев наклон суставного пути слева и справа идентичны, а в 86% они не совпадают, причем разнятся ино-

гда очень значительно. Кроме того, эта концепция может работать только в том случае, если между искусственными зубными рядами ничего нет. А если между зубами поместить какое-либо твердое вещество, все теоретические предпосылки не выдерживают критики.

6.1. КОМПОНЕНТЫ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ И ИХ ФУНКЦИОНАЛЬНОЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ

Зубочелюстная система, вследствие анатомического строения и пространственного передвижения, является самой сложной подвижной системой человеческого тела (рис. 6.2).

Движения нижней челюсти происходят в результате сложного взаимодействия жевательных мышц, ВНЧС, зубов, координируемого и контролируемого центральной нервной системой. Все компоненты зубочелюстной системы должны рассматриваться в тесной взаимосвязи. Когда ВНЧС, зубы и жевательные мышцы функционируют согласованно и слаженно, то это позволяет нижней челюсти выполнять произвольные и рефлекторные движения и осуществлять такие функции, как жевание, глотание, произношение звуков.

ВНЧС участвует не только в механическом перемещении нижней челюсти, а согласно современным представлениям, это подвижный в трех плоскостях

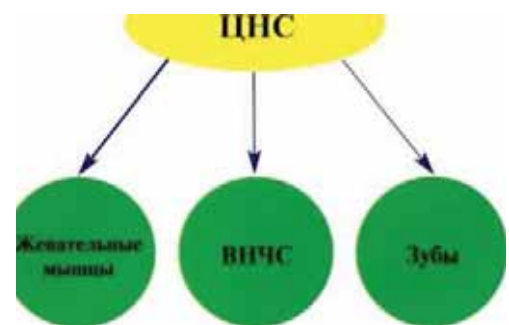


Рис. 6.2. Компоненты жевательной системы.

рецепторный орган, связанный с рецепторами пародонта, жевательных мышц и передающий информацию в ЦНС о положении нижней челюсти для управления и регуляции жевательных движений, а следовательно, и координации топографии элементов ВНЧС. В норме при интактных зубных рядах нагрузка на ВНЧС невелика. Основная жевательная нагрузка концентрируется в области моляров и премоляров, обеспечивая стабильное вертикальное и трансверсальное взаимоотношение верхней и нижней челюстей (рис. 6.3).

Окклюзионная поверхность зубов также образует направляющие плоскости

для передвижения нижней челюсти вперед и в стороны в пределах контактов между зубами.

Чаще всего причиной нарушения функционального равновесия этой системы являются зубы или нервно-мышечный аппарат. Оптимальные окклюзионные контакты зубных рядов при стабильном положении верхней и нижней челюстей являются необходимым условием функционального взаимодействия всех звеньев зубочелюстной системы. Наиболее частой причиной заболевания ВНЧС являются микротравмы суставных тканей при нарушениях функциональной окклюзии и центрального соотношения

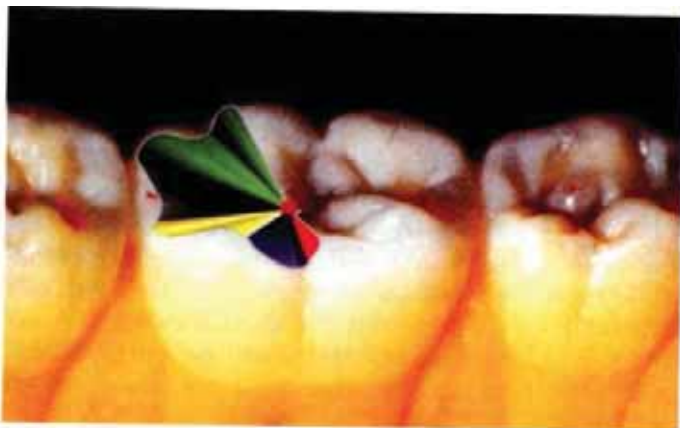


Рис. 6.3. Направляющие плоскости окклюзионной поверхности.



Рис. 6.4. Формы нарушения центральной окклюзии.

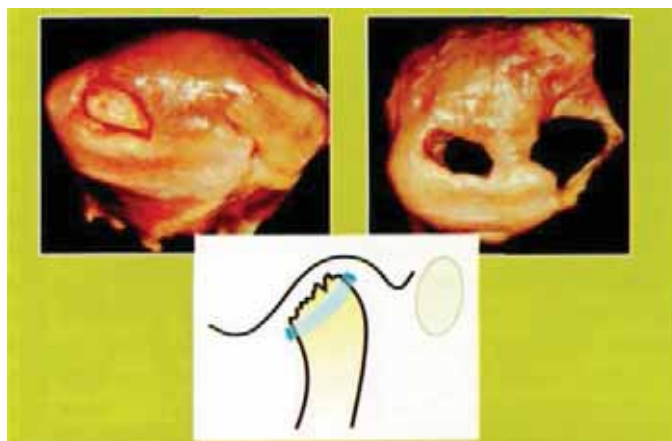


Рис. 6.5. Повреждение элементов ВНЧС.

челюстей (смещение нижней челюсти во вторичную, вынужденную окклюзию) (рис. 6.4).

При образовании вынужденного положения нижней челюсти нарушается характер смыкания зубных рядов в центральной, боковых и передней окклюзиях. Формируется вынужденный тип жевания (справа, слева или передними зубами), что нарушает нормальную двустороннюю симметричную функцию жевательных мышц, перемежающуюся активность ВНЧС справа и слева, а это в свою очередь усиливает микротравму суставных тканей.

При нарушении взаимного расположения суставных головок в суставных ямках, а также изменения размеров суставной щели и соответственно затрудненное перемещение суставного диска ведет к повышению функциональной нагрузки на те или иные поверхности элементов ВНЧС. В участках, где нагрузка повышена наблюдается сдавление (компрессия) мягких тканей сустава, в других участках — растяжение (дистракция).

При этом происходят повреждения диска и суставного хряща (трещины, перфорации, разрывы), растяжение суставных связок, дислокация диска, сосудистые и трофические нарушения ВНЧС. С мягких тканей патологический

процесс переходит на костные суставные поверхности, характерные для артроза. Первичное поражение суставных дисков, не имеющих чувствительных нервных элементов, объясняет бедность клинической симптоматики, бессимптомность начальных стадий хронических заболеваний ВНЧС, отсутствие изменений костных суставных поверхностей по данным рентгенологического обследования. Без знания функциональной клинической анатомии зубочелюстной системы невозможно проводить квалифицированную диагностику и лечение пациентов с нарушением окклюзии и патологии ВНЧС (рис. 6.5).

Артикулирующие поверхности суставных головок нижней челюсти имеют выпуклую форму и слегка наклонены вперед по отношению к шейкам.

Артикулирующие поверхности височной кости состоят из вогнутой суставной ямки, выпуклого суставного бугорка и изогнутой мезиальной стенки. Верхняя часть суставной ямки очень тонка и лишена суставного хряща. Суставный бугорок состоит из губчатой кости, а передняя и верхняя суставные поверхности покрыты волокнистым хрящом. Дис-тальный скат суставного бугорка состоит из перепончатой кости и покрыт волокнистым хрящом.

Между двумя артикулярными поверхностями располагается внутрисуставной диск, имеющий волокнистую структуру. Средняя часть диска лишена сосудов и имеет толщину примерно 1—2 мм. Задняя часть диска утолщена и снабжена сосудами; здесь она близко прилегает к толстому слою соединительной ткани, прикрепленной к задней части суставной капсулы. В середине и по бокам диск имеет плотное волокнистое соединение с латеральным и медиальным полюсами суставной головки. Его легко отличить от латерального прикрепления капсулы к шейке суставной головки. Передняя часть диска срастается с суставной капсулой (рис. 6.6).

Суставная капсула представляет собой волокнистый «мешок», свободно заключающий в себе сустав. Срастание капсулы с передней частью диска обеспечивает соединение между волокнами верхней головки латеральной крыловидной мышцы и диском. Вверху суставная капсула прикрепляется к переднему краю

суставного бугорка. Она прикрепляется к передней поверхности суставной шейки и соединяется волокнами, идущими от верхней и нижней головок латеральной крыловидной мышцы. Сбоку суставная капсула свободно крепится к шейке под диском. Поперечные и продольные волокна височно-нижнечелюстной связки укрепляют боковую поверхность суставной капсулы. Дистально суставная капсула соединена с заднесуставным отростком (рис. 6.7).

Между диском и суставной поверхностью височной кости имеется скрытая полость, или синовиальная сумка, которая называется «верхней суставной щелью». Эта скрытая полость простирается также дистально и медиально до суставного бугорка (рис. 6.8). Между диском и артикулирующей поверхностью суставного бугорка расположена вторая скрытая полость, или синовиальная сумка, которая называется «нижней суставной щелью». Связочный аппарат ВНЧС состоит из внутрисуставных и внесустав-

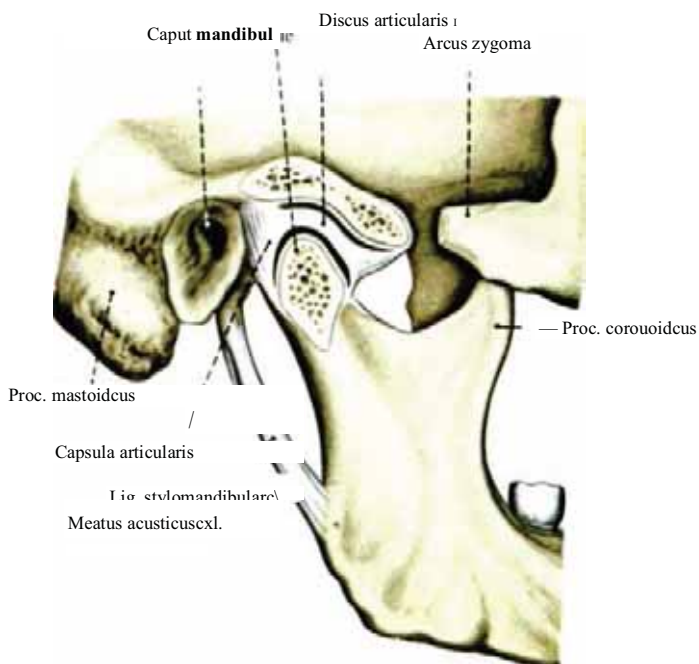


Рис. 6.6. Расположение элементов ВНЧС.



Рис. 6.7. Сустанная капсула.

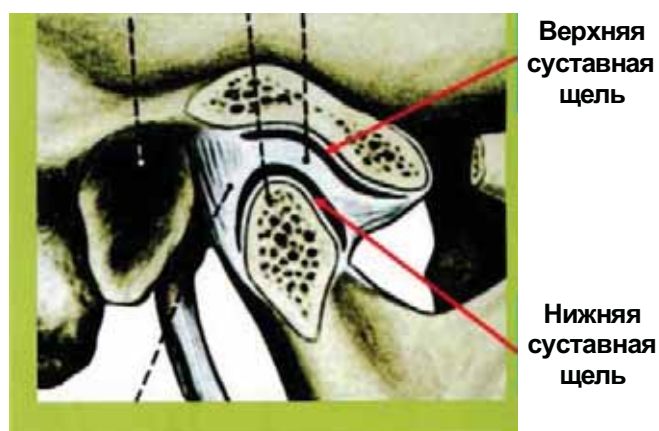


Рис. 6.8. Верхняя и нижняя суставные щели.

ных связок. Суставный диск удерживается передними и задними верхними и нижними связками (см. рис. 6.9).

Ограничение чрезмерных движений нижней челюсти обеспечивается несколькими связками. Височно-нижнечелюстная связка прочно соединена с боковой поверхностью суставных головок и ограничивает их терминальное положение и латеральные движения. Клиновидно-нижнечелюстная и шилонижне-челюстная связки являются пассивными связками, которые ограничивают движение нижней челюсти.

Иннервация ВНЧС. Для осуществления произвольной или рефлекторной активности двигательные центры ЦНС нужда-

ются в сенсорной информации, которую они получают с помощью периферических нервных рецепторов. Эти рецепторы располагаются в пародонте, мышечных волокнах, структурных элементах ВНЧС, в связках и слизистой оболочке. Они передают информацию мозговым центрам через афферентные нейроны (см. рис. 6.10). Поскольку движения нижней челюсти находятся под произвольным контролем, вся эта информация может быть сопоставлена на уровне сознания, и затем через эфферентные двигательные нейроны и двигательные окончания в мышцах может быть вызвана двигательная активность. Центром по переработке такой информации является ствол головного

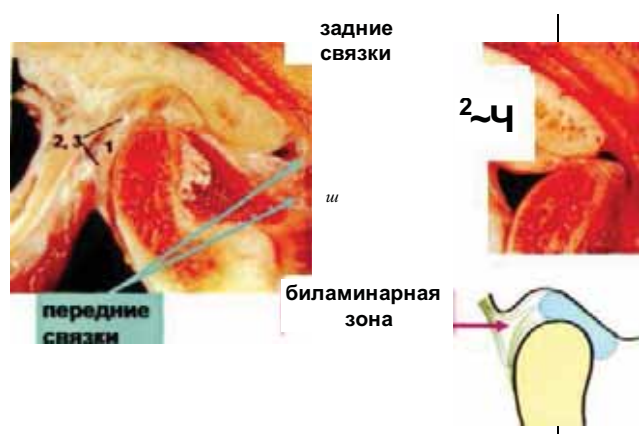


Рис. 6.9. Внутрисуставные связки.

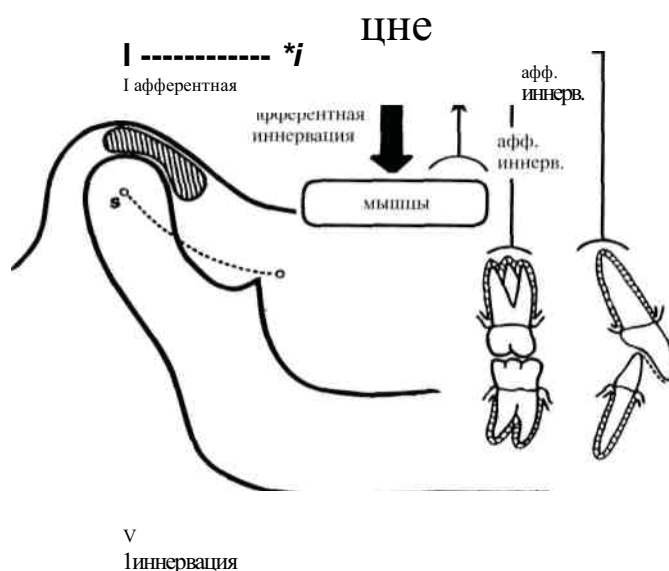


Рис. 6.10. Иннервация ВНЧС.

мозга. Движения нижней челюсти регулируются сложным взаимодействием жевательных мышц, мышц шеи, грудной клетки, которые обеспечивают удержание позы и мышц лица (рис. 6.11). Хотя жевательные мышцы функционируют только в сочетании с другими мышцами, главная функция каждой мышцы может быть определена на основе ее механического действия. Ниже приведены главные жевательные мышцы:

1. Височная мышца.
2. Жевательная мышца.
3. Медиальная крыловидная мышца.
4. Латеральная крыловидная мышца.

5. Переднее и заднее брюшко двубрюшной мышцы.

Височная мышца может быть разделена на три компонента: передний, средний и задний. Передние и средние волокна обеспечивают подъем и правильное расположение нижней челюсти. Средние и задние волокна отводят нижнюю челюсть назад (рис. 6.12).

Основная функция жевательной мышцы заключается в подъеме нижней челюсти. Она разделена на два пучка: поверхностный и глубокий (рис. 6.13).

Основная функция медиальной крыловидной мышцы состоит в том, чтобы

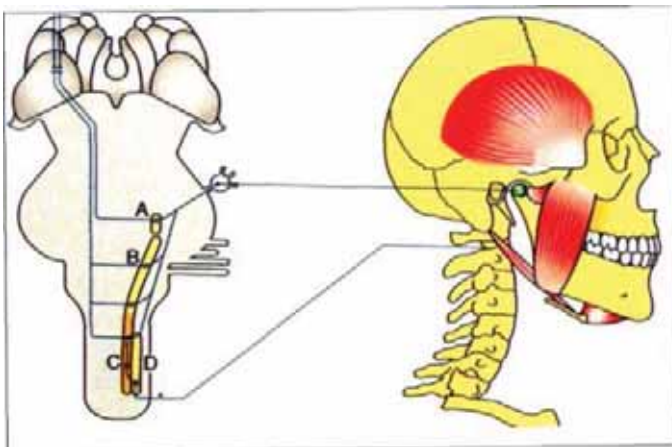


Рис. 6.11. Схема иннервации зубочелюстной системы.

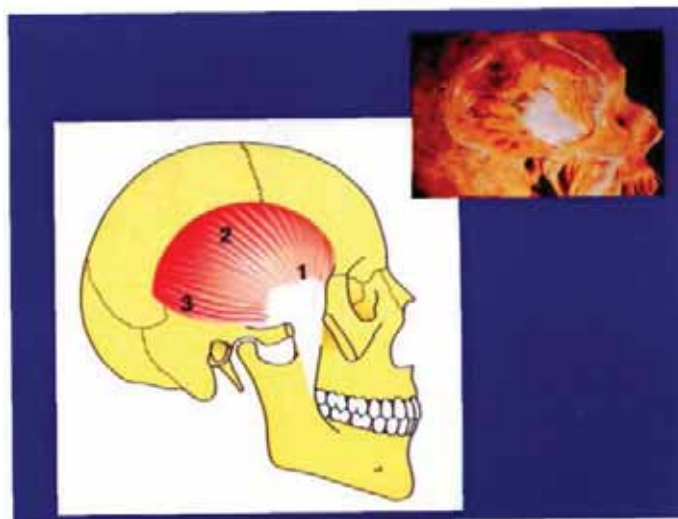


Рис. 6.12. Схема работы височной мышцы.

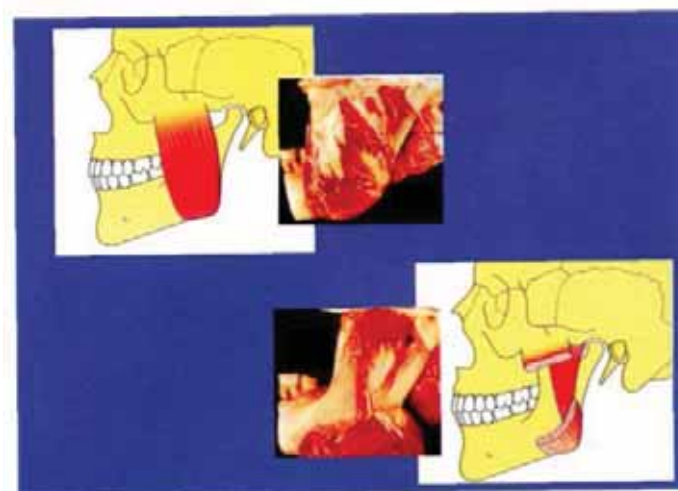


Рис. 6.13. Схема работы жевательной мышцы.

поднимать нижнюю челюсть и обеспечить ее боковые движения. Она также помогает выдвижению нижней челюсти вперед (рис. 6.14).

Латеральная крыловидная мышца при одностороннем сокращении смещает нижнюю челюсть в противоположную сторону. При одновременном двустороннем сокращении выдвигает нижнюю челюсть вперед. Верхняя часть латеральной крыловидной мышцы прикрепляется к переднему полюсу суставного диска, а нижняя часть соединена с суставной головкой и суставной капсулой (рис. 6.15).

Совместно с надъязычными и подъязычными мышцами переднее брюшко двубрюшной мышцы производит открывающие движения нижней челюсти. Заднее брюшко участвует в боковом смещении на одноименной стороне, а одновременное двустороннее сокращение приводит к открыванию рта (рис. 6.16).

Окклюзионная поверхность естественных зубов — это поверхность зуба, контактирующая с зубами-антагонистами. Она имеет следующие элементы: вершины бугров, их основания, скаты, гребни, треугольные валики скатов бугров, краевые валики, соединяющие вершины буг-

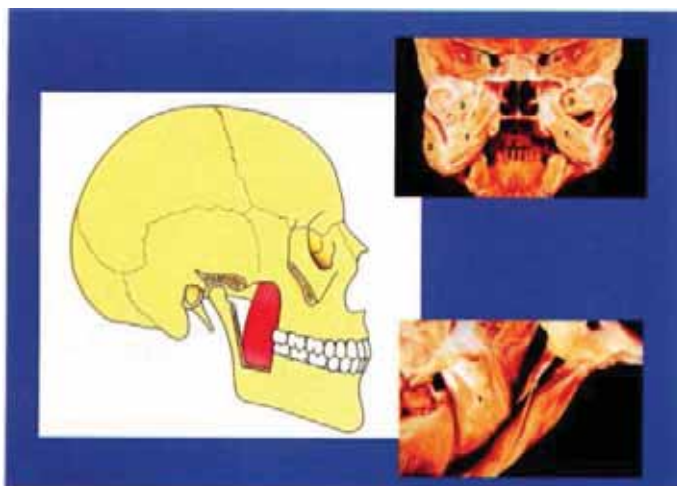


Рис. 6.14. Схема работы медиальной крыловидной мышцы.

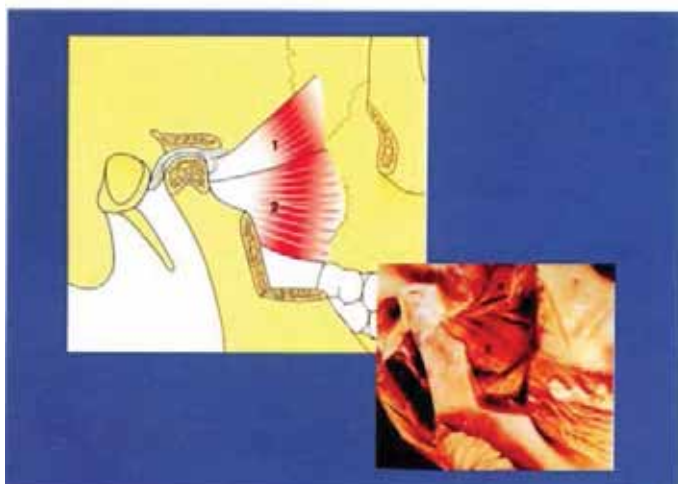


Рис. 6.15. Схема работы латеральной крыловидной мышцы.

ров и ограничивающие так называемый окклюзионный стол, краевые ямки, центральные и дополнительные фиссуры. Внутренние скаты бугров обращены к центральной фиссуре (рис. 6.17).

Окклюзионная (небная) поверхность верхних резцов и клыков с мезиальной и дистальной сторон имеет два краевых валика, которые в нижней трети зуба соединяются зубным бугорком. Между серединой режущего края и этим бугорком располагается срединный небный валик, по обе стороны которого расположены бороздки. Зубной бугорок является наиболее выпуклой частью зуба, это место

окклюзионных контактов (см. рис. 6.18). Небные бугры верхних и щечные бугры нижних жевательных зубов называются опорными, так как они:

- удерживают окклюзионную высоту;
- раздавливают пищу;
- определяют характер перемещений нижней челюсти в пределах окклюзионного поля;
- перераспределяют жевательные силы таким образом, чтобы основная жевательная нагрузка была по оси зуба.

Язычные бугры нижних и щечные бугры верхних жевательных зубов называ-

Рис. 6.16. Работа надъязычных, подъязычных и двубрюшной мышц.

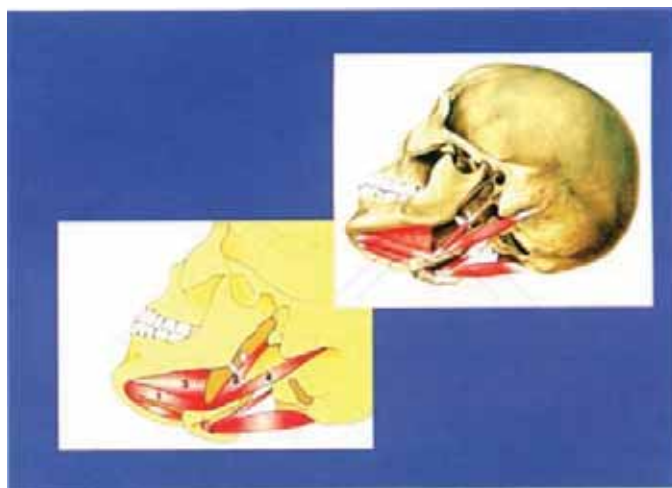
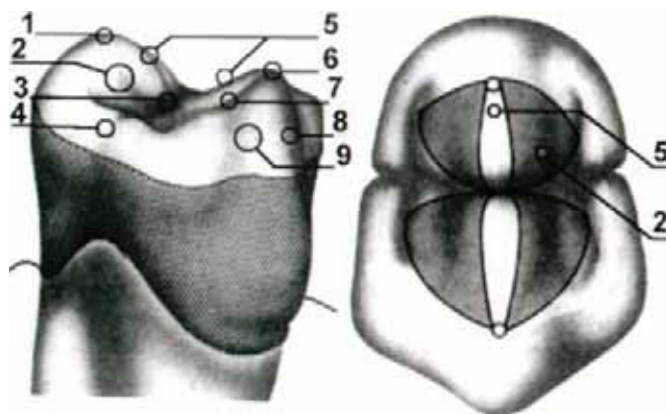


Рис. 6.17. Морфология окклюзионной поверхности:
1, 6 — вершины бугров;
2 — треугольные валики;
3 — центральная фиссура; 4 — краевая ямка; 5, 8 — гребни бугров; 7 — краевой валик; 9 — ямка ската бугра.



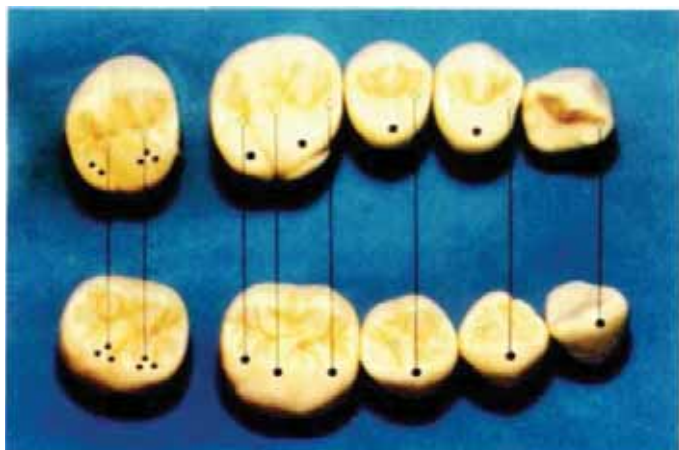


Рис. 6.18. Точечные окклюзионные контакты.



Рис. 6.19. Принцип «пестика» и «ступки» на зубных рядах и суставных поверхностях.

ются неопорными, «защитными». В центральной окклюзии они имеют легкий контакт с антагонистами или совсем не имеют такого контакта (по мнению ряда авторов). Эти бугры осуществляют функцию разделения пищи, создают на своих скатах скользящие поверхности для антагонистов при артикуляции, защищают язык и щеки от попадания между зубами.

Точечные, а не плоскостные множественные равномерные контакты антагонизирующих зубов являются самыми благоприятными для функции жевания. Эта форма окклюзии, которая должна создаваться при моделировании окклюзионной поверхности. При этом возможна обработка пищи любой консистенции, жевательное давление распределяется по оси зубов, нагрузка на пародонт оптимальна, небольшие точечные контакты уменьшают истирание жевательных плоскостей.

Контакт бугров и фиссур по принципу «пестик» и «ступка» создает стабильность

нижней челюсти в центральной окклюзии, не препятствует перемещениям нижней челюсти в пределах окклюзионного поля (рис. 6.19).

Если обозначить путь движения каждого опорного бугра в соответствующей ямке или фиссуре антагониста из положения центральной окклюзии в переднюю окклюзию, рабочую, балансирующую стороны, то получится траектория основных движений нижней челюсти, так называемый окклюзионный компас (рис. 6.20).

На зубах верхней челюсти путь переднего движения бугров нижних зубов направлен вперед, а на зубах нижней челюсти этот путь направлен назад. Движение опорного бугра в рабочую сторону перпендикулярно пути переднего движения, а движения опорного бугра в балансирующую сторону направлено под углом 45° к пути переднего движения. Следовательно, бугры каждого зуба должны быть

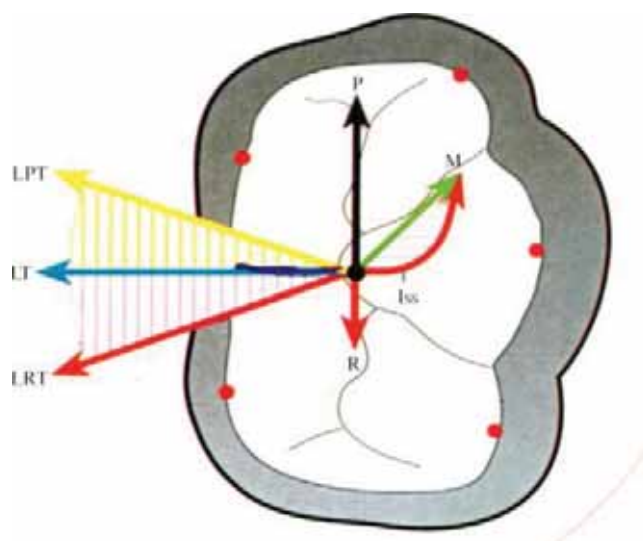


Рис. 6.20. Оклюзионный КОМПас: M - Mediotrusion; LT - Lateraltrusion; LPT — Lateroprotrusion; LRT — Lateroretusion; R — Retrusion.



Рис. 6.21. Направление движения опорных бугров верхней и нижней челюстей.

так расположены, чтобы при боковых движениях нижней челюсти проходить в пространство между буграми противолежащих зубов и чтобы не было окклюзионных препятствий на рабочей и балансирующих сторонах (рис. 6.21).

В норме при физиологических видах прикуса в центральной окклюзии отмечается симметричный двусторонний

фиссурно-бугровый контакт боковых зубов, а также режуще-бугровые контакты резцов и клыков. Опорные бугры зубов-антагонистов располагаются в центральной фиссуре и краевых ямках. При легком смыкании зубов в центральной окклюзии не должно быть контактов передних зубов, а при сильном сжатии отмечается их легкий контакт. Суставные

головки занимают центрическое положение в суставных ямках симметрично справа и слева (рис. 6.22).

У большинства людей (90%) суставные головки в центральной окклюзии слегка смещены кпереди, к основанию заднего ската суставного бугорка. В этом случае для установления головок в центрическое положение необходимо небольшое дистальное смещение нижней челюсти. При этом в норме отмечают двусторонний симметричный контакт в области жевательных зубов. Это положение на-

зывают задней контактной позицией (ЗКП), которое чаще не совпадает с положением центральной окклюзии (ЦО) и является окклюзионным аналогом положения центрального соотношения челюстей — ЦСЧ (рис. 6.23).

Передняя окклюзия характеризуется симметричным контактом режущих краев фронтальной группы зубов (чаще резцов) и дезокклюзией в области боковых зубов. При выдвижении нижней челюсти вперед (протрузия) суставные головки поступательно перемещаются по заднему



Рис. 6.22. Центральная окклюзия.

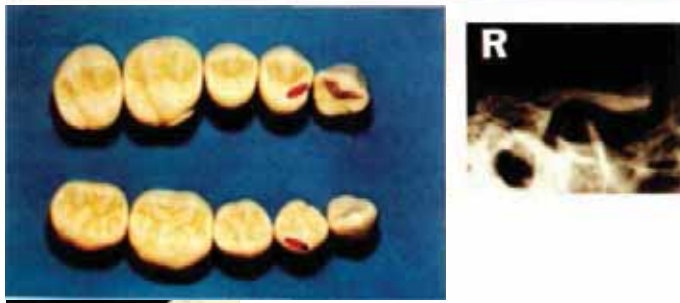


Рис. 6.23. Задняя контактная позиция (RCP) = центральное соотношение (CR).

со 7

*н

10 mm



Рис. 6.24. Передняя окклюзия (протрузия).

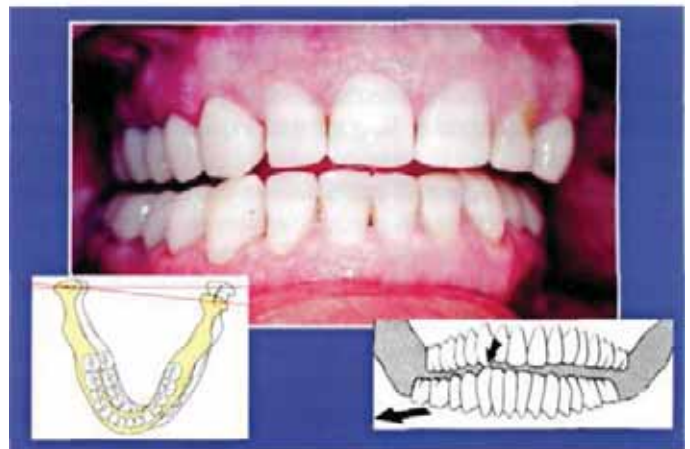


Рис. 6.25. Боковая окклюзия (латеротрузия).

скату суставного бугорка и образуют изогнутую траекторию движения. Наклон этой траектории по отношению к горизонтальной плоскости называют углом сагиттального суставного пути (рис. 6.24). Существуют две концепции окклюзионных контактов при боковых движениях нижней челюсти. Наиболее часто встречается клыковый путь ведения на рабочей стороне (латеротрузионной) с дезокклюзией на балансирующей стороне (медиотрузионной) и в области резцов (рис. 6.25). Также возможна групповая направляющая функция, при которой на латеротрузионной стороне контактируют моляры или моляры (или клык, премоляры и моляры), также с де-

зокклюзией на медиотрузионной стороне и во фронтальном отделе. Иногда допустимо наличие симметричных балансирующих окклюзионных контактов. Следует отметить, что при боковых движениях нижней челюсти для осуществления перетирания пищи необходимо наличие контактов жевательных зубов от начала бокового пути на половину ширины коронки премоляра, с последующим контактом направляющих зубов (клыко-вая или групповая направляющая). Кроме чистых передних и боковых движений возможны также комбинированные переднебоковые движения нижней челюсти с характерными *латеропротрузионными* контактами (см. рис. 6.26).



Рис. 6.26. Переднебоковая окклюзия (латеропротрузия).

Характер окклюзионных контактов при статической и динамической окклюзии зависит от следующих суставных и зубных факторов, которые называют факторами окклюзии. К суставным факторам относят:

- угол суставного сагиттального пути (к камперовской горизонтали — $30\text{—}33^\circ$, к франкфуртской горизонтали — $45\text{—}48^\circ$);
- расстояние между суставными головками (в среднем 110 мм);
- угол бокового суставного пути (Беннетта) (по последним данным $0\text{—}10^\circ$);
- движение Беннетта, боковой сдвиг суставной головки на балансирующей стороне (ISS) (в норме до 1 мм).

К зубным факторам относят:

- морфологию зубов;
- кривые Шпее и Уилсона;
- окклюзионную плоскость;
- угол резцового пути (сагиттальный и трансверзальный).

Движения нижней челюсти совершаются в трех взаимно перпендикулярных плоскостях благодаря анатомической особенности ВНЧС.

Полный комплекс движений нижней челюсти, направляемый зубами и суставами, может быть показан с помощью траектории перемещения срединной точки между центральными нижними резцами и представлен объемным изображением *фигуры Посельта* (рис. 6.27).

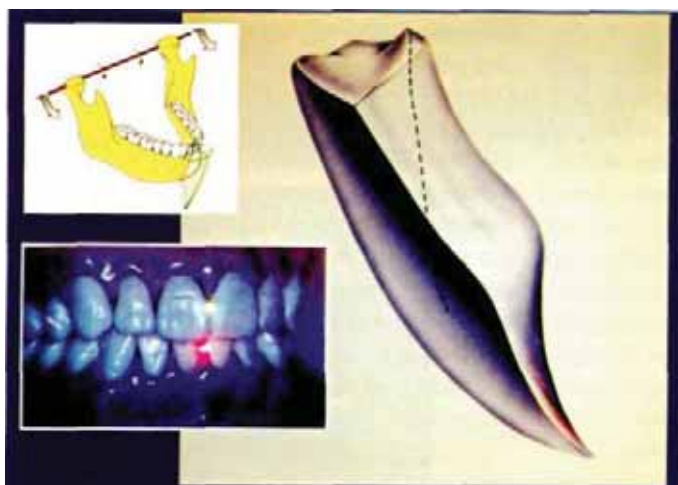


Рис. 6.27. Объемная фигура Посельта.

Таким образом, после получения графического изображения сложных движений нижней челюсти в виде фигуры Посель-та, были разработаны приборы, позволяющие воспроизводить все эти движения.

6.2. БИОМЕХАНИКА ДВИЖЕНИЙ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Биомеханика — наука о движениях человека и животных. Она изучает движение с точки зрения законов механики, свойственных всем без исключения механическим движениям материальных тел. Биомеханика изучает объективные закономерности, выявляемые при обследовании.

Изучение движений нижней челюсти позволяет получить представление об их норме, а также выявить нарушения их проявления в функционировании мышц, суставов, смыкании зубов и состоянии пародонта. Законы о движениях нижней челюсти используются при конструировании аппаратов — окклюдаторов и артикуляторов. Нижняя челюсть участвует во многих функциях: жевании, речи, глотании, смехе и др., но для ортопедической стоматологии наибольшее значение имеют ее жевательные движения. Жевание может совершаться нормально только в том случае, когда зубы нижней и верхней челюстей будут вступать в контакт (окклюзию). Смыкание зубных рядов является основным свойством жевательных движений.

Нижняя челюсть человека совершает движения в трех направлениях: вертикальном (вверх и вниз), что соответствует открыванию и закрыванию рта, сагитальном (вперед и назад), трансверзальном (вправо и влево). Каждое движение нижней челюсти происходит при одновременном скольжении и вращении суставных головок. Различие заключается лишь в том, что в одном случае в суставах преобладают шарнирные движения, а в другом — скользящие.

Вертикальные движения нижней челюсти. Вертикальные движения совершаются благодаря попеременному действию мышц, опускающих и поднимающих нижнюю челюсть. Опускание нижней челюсти совершается при активном сокращении *m. mylohyoideus*, *m. geniohy-oideus*, и т. *digastricus* при условии фиксации подъязычной кости мускулатурой, лежащей ниже нее. При закрывании рта подъем нижней челюсти осуществляется сокращением *m. temporalis*, *m. ptery-goideus medialis* при постепенном расслаблении мышц, опускающих нижнюю челюсть.

При открывании рта одновременно с вращением нижней челюсти вокруг оси, проходящей через суставные головки в поперечном направлении, суставные головки скользят по скату суставного бугорка вниз и вперед. При максимальном открывании рта суставные головки устанавливаются у переднего края суставного бугорка. При этом в разных отделах сустава имеют место различные движения. В верхнем отделе происходит скольжение диска вместе с суставной головкой вниз и вперед. В нижнем — суставная головка вращается в углублении нижней поверхности диска, который для нее является подвижной суставной ямкой. Расстояние между верхним и нижним зубными рядами у взрослого человека при максимальном размыкании в среднем равно 4,4 см.

Сагитальные движения нижней челюсти. Движение нижней челюсти вперед осуществляется двусторонним сокращением латеральных крыловидных мышц, фиксированных в ямках крыловидных отростков и прикрепленных к суставной сумке и суставному диску. Движение нижней челюсти вперед может быть разделено на две фазы. В первой фазе диск вместе с головкой нижней челюсти скользит по суставной поверхности бугорков. Во второй фазе к скольжению

головки присоединяется шарнирное движение ее вокруг собственной поперечной оси, проходящей через головки. Указанные движения осуществляются одновременно справа и слева. Наибольшее расстояние, которое может пройти головка вперед и вниз по суставному бугорку, равно 0,75—1 см. При жевании это расстояние равно 2—3 мм.

Расстояние, которое проходит суставная головка при движении нижней челюсти вперед, носит название сагиттального суставного пути. *Сагиттальный суставной путь* характеризуется определенным углом. Он образуется пересечением линии, лежащей на продолжении сагиттального суставного пути, с окклюзионной (протетической) плоскостью. Под последней подразумевают плоскость, которая проходит через режущие края первых резцов нижней челюсти и дистальные щечные бугры зубов мудрости, а при их отсутствии — через подобные бугры вторых моляров. *Угол суставного сагиттального пути*, по данным Гизи, в среднем равен 33°. Путь, совершаемый нижними резцами при выдвижении нижней челюсти вперед, называется *сагиттальным резцовым путем*. При пересечении линии сагиттального резцового пути с окклюзионной плоскостью образуется угол, который называют *углом сагиттального резцового пути*. Величина его индивидуальна и зависит от характера перекрытия. По Гизи, он равен в среднем 40–50°.

Трансверзальные движения нижней челюсти. Боковые движения нижней челюсти возникают в результате одностороннего сокращения латеральной крыловидной мышцы. Так, при движении челюсти вправо сокращается левая латеральная крыловидная мышца, при смещении влево — правая. При этом суставная головка на одной стороне вращается вокруг оси, идущей почти вертикально через суставной отросток нижней челюсти. Одновременно

головка другой стороны вместе с диском скользит по суставной поверхности бугорка. Если, например, нижняя челюсть перемещается вправо, то на левой стороне суставная головка смещается вниз и вперед, а на правой стороне вращается вокруг вертикальной оси.

Угол трансверзального суставного пути (угол Беннетта). На стороне сократившейся мышцы суставная головка смещается вниз, вперед и несколько кнутри. Путь ее при этом движении находится под углом к сагиттальной линии суставного пути. Иначе его называют *углом бокового суставного пути*. В среднем он равен 17°. На противоположной стороне восходящая ветвь нижней челюсти смещается кнаружи, становясь таким образом под углом к первоначальному положению.

Трансверзальные движения характеризуются определенными изменениями окклюзионных контактов зубов. Поскольку нижняя челюсть смещается то вправо, то влево, зубы описывают кривые, пересекающиеся под тупым углом. Чем дальше от суставной головки отстоит зуб, тем тупее угол. Наиболее тупой угол получается при пересечении кривых, образуемых перемещением центральных резцов. Этот угол называется *углом трансверзального резцового пути, или готическим*. Он определяет размах боковых движений резцов и равен 100—120°. При боковых движениях челюсти принято различать две стороны: рабочую и балансирующую. На рабочей стороне зубы устанавливаются друг против друга одноименными буграми, а на балансирующей — разноименными, т.е. щечные нижние бугры устанавливаются против небных.

В ортопедической стоматологии одной из нерешенных проблем является проблема артикуляции. Под решением этой проблемы следует понимать изучение широкого комплекса вопросов, свя-

занных с биомеханизмом взаимодействия в зубочелюстной системе человека в норме и патологии, и разработку на этой основе прогрессивных современных способов протезирования.

Единственным критерием, определяющим правильную артикуляцию искусственных зубов, является наличие множественного и беспрепятственного скольжения зубов в фазе жевательных движений. Этот признак, с одной стороны, обеспечивает равномерное распределение жевательного давления, устойчивость зубных протезов, повышение их функциональной ценности, а с другой — предупреждает возникновение патологических изменений в мягких и твердых тканях ложа.

Создание правильной артикуляции зубных протезов невозможно без постановки тех элементов, которые в физиологических условиях обеспечивают динамические контакты между зубами. Наибольшее распространение получили методики конструирования искусственных зубных рядов по теории балансирования и сферической теории.

Теория балансирования (суставная теория). Основное требование классической теории балансирования, виднейшими представителями которой являются Гизи и Ганау, — сохранение множественного контакта между зубными рядами верхней и нижней челюстей в фазе жевательных движений. По Гизи, жевательные движения происходят циклически, по «параллелограмму». Сохранение бугоркового и резцового контактов является важнейшим фактором этой теории, авторы которой считают, что наклон суставного пути дает направление движению нижней челюсти и что на это движение влияют величина и форма суставного бугорка. Согласно требованиям теории Гизи, необходимы:

- точное определение суставного пути;
- запись резцового пути;

- определение сагиттальной компенсационной кривой линии;
- определение трансверзальной компенсационной кривой линии;
- учет высоты бугров жевательных зубов.

В конце XIX в. Бонвиль отмечал 3-пунктный контакт как кардинальный признак физиологической артикуляции зубных рядов. При передней окклюзии возможны контакты зубов в трех точках: одна из них расположена на передних зубах, а две — на дистальных буграх вторых или третьих моляров. Одни авторы рассматривают полноценный жевательный аппарат только с точки зрения этого контакта, как в качественном, так и в количественном отношении. Другие считают, что только при протезировании беззубых челюстей нужно соблюдать в точности принципы артикуляционного равновесия и законы множественности контактов для получения максимальной эффективности протезов. Ганау анализирует систему артикуляции и особенно подчеркивает различие между положением протезов в артикуляторе и во рту, обусловленное отсутствием упругости тканей.

Из целого ряда артикуляционных законов Ганау выделил 5 основных факторов, назвав их *артикуляционной пятеркой*:

- наклон суставного пути;
- выраженность компенсационной кривой;
- наклон ориентировочной плоскости;
- наклон верхних резцов;
- высота бугров.

Все эти факторы могут изменяться. Существует обратная зависимость величин. Например, увеличение кривизны компенсационной кривой изменяет наклон резцов и наоборот.

А.И.Певзнер (1934) и другие авторы критикуют теории Гизи и Ганау, считая, что пищевой комок между зубами при

откусывании и при пережевывании разобщает зубные ряды и этим нарушает балансирование как раз в тот момент, когда потребность в нем наиболее велика. В этом кроется основной недостаток методики конструирования искусственных зубных рядов в соответствии с теорией балансирования

Конструирование рациональных протезов для беззубых челюстей представляет сложную биомеханическую задачу, а ее решение должно быть построено в соответствии с законами механики. Это значит, что в основу постановки искусственных зубов должны быть положены требования, удовлетворяющие существующим принципам биостатики и биодинамики жевательного аппарата.

Анатомическая постановка зубов по Гизи заключается в установлении всех зубов верхней челюсти в пределах протетической плоскости параллельно линии Кампера, проходящей на расстоянии 2 мм ниже верхней губы.

Во второй своей модификации, так называемой ступенчатой постановке, Гизи предлагал, учитывая искривление альвеолярного отростка нижней челюсти в сагиттальном направлении, изменять наклон нижних участков челюсти. Применяя «ступенчатую» постановку, Гизи преследовал цель увеличить стабилизацию протеза для нижней челюсти.

Третья, наиболее распространенная постановка зубов по Гизи, заключается в установлении жевательных зубов по так называемой уравнивательной плоскости. Уравнивательная плоскость является средней величиной по отношению к горизонтальной плоскости и плоскости альвеолярного отростка. Согласно этой методике боковые зубы верхней челюсти ставят следующим образом: первый моляр касается плоскости только щечным бугром, остальные бугры и все бугры второго моляра не касаются уравнивательной плоскости. Нижние зубы ставят в плот-

ном контакте с верхними. Учитывая, что клыки находятся на повороте, Гизи рекомендовал устанавливать их без контакта с антагонистами.

Постановка по Гизи методом нижнечелюстного бугорка, «бугорковый» метод. Стремясь максимально улучшить условия для стабильности протеза на нижней челюсти, Гизи рекомендует устанавливать плоскость ориентации от линии бугров клыков, далее параллельно линии Кампера, проходящей на высоте 2 мм ниже верхней губы и соединяющейся с вершинами альвеолярных бугров нижней челюсти. По найденной плоскости ориентации устанавливают премоляры и первый моляр. Второй моляр ставят на уравнивательной плоскости.

Учет разновидности прикуса и исходной формы окклюзионной поверхности зубов является важным фактором, определяющим успех ортопедического лечения. Поэтому при постановке искусственных зубов необходимо учитывать соотношения альвеолярных отростков верхней и нижней челюстей в центральной окклюзии.

Принципы постановки зубов по Ганау. Методика Ганау построена в соответствии с принципами артикуляции, изложенными в теории Гизи, главным из которых является принцип, определяющий главенствующую роль височно-нижнечелюстного сустава в движении нижней челюсти.

Установленные Ганау взаимосвязи между 5 артикуляционными факторами суммированы им в виде нескольких законов:

1. С увеличением наклона суставных бугорков увеличивается наклон плоскости окклюзии.
2. С увеличением наклона суставных бугорков уменьшается угол наклона резцов.
3. С увеличением наклона суставных бугорков увеличивается высота бугров.

4. С увеличением глубины сагиттальной окклюзионной кривой уменьшается наклон плоскости окклюзии протеза.

5. С увеличением степени искривления сагиттальной окклюзионной кривой увеличивается угол наклона резцов.

6. С увеличением наклона плоскости окклюзии протеза уменьшается высота бугров.

7. С увеличением наклона окклюзионной плоскости увеличивается наклон резцов.

8. С увеличением наклона плоскости окклюзии уменьшается высота бугров.

9. С увеличением наклона угла резцов увеличивается высота бугров.

Для обеспечения всех перечисленных моментов в их взаимной связи необходимо, как полагал Ганау, применять индивидуальный артикулятор.

По методике Ганау, при установке бокового зуба необходимо проверять степень индивидуального перекрытия зубов, обеспечивать плотные равномерные контакты между зубами в состоянии центральной окклюзии (создание уравновешенной окклюзии), а также плавное скольжение бугров зубов и их множественный контакт на рабочей и балансирующей сторонах (создание уравновешенной, «сбалансированной» артикуляции зубов).

Сферическая теория. Общим требованием многочисленных теорий артикуляции является обеспечение множественного скользящего контакта между искусственными зубными рядами в фазе жевательных движений. С точки зрения выполнения этого общего требования наиболее правильной следует считать сферическую теорию артикуляции, разработанную в 1918 г. Monson. Сферическая теория артикуляции наиболее полно отражает сферические свойства строения зубочелюстной системы и всего черепа, а также сложные трехмерные вращательные движения нижней челюсти. Проте-

зирование по сферическим поверхностям обеспечивает:

- артикуляционное равновесие в фазе жевательных движений (Gusi);
- свободу движений (Hanau, Hyltebrandt);
- фиксацию положения центральной окклюзии с одновременным получением функционального оттиска под жевательным давлением (Gusi, Keller, Rumpel);
- образование безбугорковой жевательной поверхности, исключающей образование сбрасывающих моментов, нарушающих фиксацию и стабилизацию протезов (см. табл. 6.1).

Поэтому протезирование по сферическим поверхностям рационально для протезирования беззубых челюстей, использования пластиночных протезов, при наличии одиночных естественных зубов, изготовлении шин при пародонтозе, для коррекции окклюзионной поверхности естественных зубов с целью создания правильных артикуляционных отношений с искусственными зубами на противоположной челюсти и целенаправленного лечения при заболеваниях суставов. Сторонники сферической теории прежде всего отмечают, что по сферическим поверхностям легче производить постановку искусственных зубов.

Внеротовой метод регистрации центрального соотношения челюстей (по Гит). Этот метод предложен в 1920-х годах. После определения высоты нижнего отдела лица и оформления окклюзионной плоскости в центре верхнего воскового валика укрепляют маленький штифт, выходящий за пределы губ в направлении отвесно вниз. На нижнем валике укрепляют металлическую площадку, покрытую тонким слоем воска. Штифт должен касаться поверхности пластинки. Больному предлагают делать боковые движения челюстью до тех пор, пока он не утомится. На пластинке очерчивают угол

Биомеханика нижней челюсти

Таблица 6.1

Артикуляционные теории построения зубных рядов	Теория Гизи	Теория Monson	Теория Ганау	Теория балансирования	Сферическая теория
Основные положения	Наклон суставного пути дает направление движению нижней челюсти, на которое влияют величина и форма суставного бугорка	Сложные движения нижней челюсти определяются не суставными путями, а поверхностями зубных бугров, которые дают направления этим движениям	Теория сходна с теорией Gusi. Он анализирует систему артикуляции и особенно подчеркивает различие между положением протезов в артикуляторе и в рту из-за отсутствия упругости тканей	Учитывает: 1) угол наклона сагиттального составного пути; 2) угол наклона сагиттального резцового пути; 3) угол наклона трансверзального суставного пути; 4) угол наклона трансверзального резцового пути; 5) угол наклона бугров искусственных зубов; 6) угол наклона окклюзионных кривых; 7) направления окклюзионной плоскости	Обеспечивает: 1) артикуляционные равновесия в фазе жевательных движений (Gusi); 2) свободу движений (Hanau, Hyltebrandt); 3) фиксацию положения центральной окклюзии с одновременным получением функционального оттиска (Сапожников); 4) образование безбугорковой жевательной поверхности (Сапожников)
Определяющие факторы	1. Точное определение суставного пути. 2. Запись резцового пути. 3. Определение сагиттальной компенсационной кривой. 4. Определение трансверзальной компенсационной кривой линии		1. Наклон суставного пути. 2. Глубина компенсационной кривой. 3. Наклон ориентировочной плоскости. 4. Наклон верхних резцов. 5. Высота бугров		

приблизительно в 120° (готический угол). Расположение штифта на вершине угла будет показывать центральное положение нижней челюсти по отношению к верхней.

6.3. АППАРАТЫ, ВОСПРОИЗВОДЯЩИЕ ДВИЖЕНИЯ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Разработка аппаратов, воспроизводящих движения нижней челюсти, было начато Эвансом (Evans) в 1840 г. Он сконструировал и запатентовал шарнирный аппарат — окклюдатор, который делал возможным простейшие воспроизведения движения открывания и закрывания рта в сагиттальной плоскости. Это приспособление, в силу своих технических особенностей, является лишь держателем моделей и не может воспроизводить всех динамических движений нижней челюсти. С небольшими изменениями шарнирного механизма данные аппараты выпускаются и ныне (рис. 6.28).

В 1863 г. У.Бонвиль первым пытался имитировать с помощью специального устройства (рис. 6.29) собственно движения челюсти. Став известным благодаря своим экспериментам, Бонвиль считается основателем науки об артикуляции. Проведенные им измерения черепа показали закономерности в расстояниях между двумя суставными головками и резцовой точкой на нижней челюсти. Названный в честь него треугольник Бонвиля, показывал боковую длину в 10 см. Из-за роста боковой длины у живущих в настоящее время в Европе людей боковая длина треугольника Бонвиля увеличилась до 10,5—10,8 см. Даже сегодня при конструировании артикуляторов учитывают величины, упоминавшиеся Бонвилем.

В 1886 г. Волкер настолько улучшил артикулятор, что стало возможным имитировать индивидуальные сагиттальные и трансверзальные движения.

Впервые к устройству была предложена лицевая дуга. Значительным новшеством было индивидуальное измерение траекторий сочленений у пациента и перенесение полученных величин на артикулятор.

Движения нижней челюсти происходят в результате сложного комплексного взаимодействия жевательных мышц, ВНЧС и зубов, связанного в одно целое системой тройничного нерва. В течение длительного времени вопрос о значении каждого звена широко дискутировался. По данным литературы, среди авторов нет единого мнения о факторах, определяющих движения нижней челюсти. Одни авторы считают, что при движениях

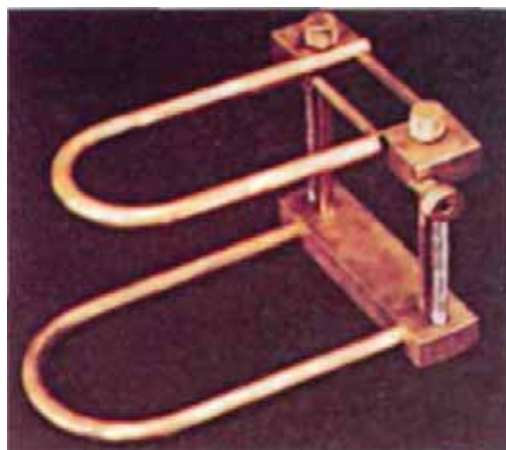


Рис. 6.28. Окклюдатор Эванса.



Рис. 6.29. Устройство и треугольник Бонвиля.

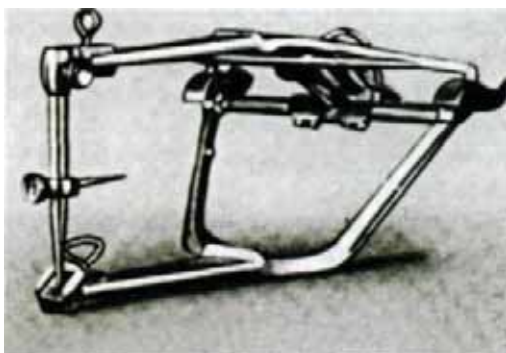


Рис. 6.30. Артикулятор «Gysi-Symplex».

нижней челюсти ведущую роль играет височно-нижнечелюстной сустав (Менее В.С., 1932; Марей М.Р., Безуг-лый В.Д., 1966; Gysi, 1930). Другие утверждают, что движения нижней челюсти направляются буграми и режущими краями зубов обеих челюстей (Monson G., 1920; Paterson, 1960). Третьи (Spee R, 1890; Wallish W., 1938) доказывают, что движение нижней челюсти определяется как суставами, так и буграми и режущими краями зубов обеих челюстей.

А.Гизи (1908) считал ведущим элементом зубочелюстно-лицевой системы височно-нижнечелюстной сустав, и в соответствии с этим им был сконструирован так называемый суставной артикулятор «Gysi-Symplex» (рис. 6.30). Гизи считается основателем классического учения об артикуляторах. Он сконструировал несколько артикуляторов со средним углом наклона линии сочленений 34° и управляющим штифтом для фиксации высоты прикуса. Для своих устройств он изобрел различные лицевые дуги и сконструировал анатомические зубы, подходящие для его правил постановки.

На современном уровне развития науки ведущим элементом зубочелюстно-лицевой системы признана окклюзия зубных рядов. Основываясь на этой концепции, сейчас создаются так называемые скользящие артикуляторы со свободно-подвижной осью суставных головок.

Все артикуляторы можно разделить на простые и универсальные.

В основу конструкции суставных механизмов простых артикуляторов положены среднеанатомические показатели углов суставных и резцовых путей. Недостатком простых артикуляторов является их стандартность, т.е. невозможность регулировки суставных путей, а также наличие резцовой площадки с фиксированным среднестатистическим наклоном.

Биокоп-ортомат. Определение жевательной траектории по Вустору показало, что с помощью его так называемых носителей жевательной траектории движения зубных рядов друг против друга можно осуществлять индивидуальную настройку артикулятора. Попытки использовать для полного протезирования этот способ привели к созданию биокоп-ортомата Fa. Ivoclar — функционирующего направляющего артикулятора.

Биокоп-ортомат позволяет устанавливать зубы по биогенному образцу. Это означает, что данное устройство в комбинации с различными типами зубов (нормальный прикус, перекрестный прикус и глубокий прикус) делает возможным изготовление полного протеза по образцу существовавшего типа прикуса. Изготовление полного протеза в биокопе должно начинаться с закрытого оттиска рта, который называется так потому, что он делается с беззубых верхней и нижней челюстей одновременно. Снятие таких оттисков осуществляется с помощью специальных ложек, которые одновременно позволяют определить предварительное соотношение челюстей.

Основной деталью биокоп-ортомата является крестообразный базовый уровень, благодаря которому в нижней части устройства закрепляется модель нижней челюсти с учетом параметров черепа. Относящиеся к системе боковые зубы настраиваются с установочной матрицей. Ослабив находящийся в корпусе ус-

тройства крепящий винт, можно проверить функциональную способность боковых зубов посредством поперечных движений.

Универсальные артикуляторы. Артикулятор — механический прибор, который с установленными в нем моделями фиксирует взаимное расположение челюстей и позволяет имитировать движения нижней челюсти пациента на рабочем столе зубного техника либо зубного врача.

По строению суставных механизмов артикуляторы можно разделить на среднеанатомические, отвечающие среднеанатомическим параметрам артикулирующих поверхностей **ВНЧС**, полурегулируемые, а также полностью регулируемые, позволяющие отображать индивидуальные особенности анатомического строения **ВНЧС**.

На рисунках показаны среднеанатомические артикуляторы «Протар-3», «Стратос-200» (рис. 6.31). Данные устройства позволяют проводить индивидуальную настройку с более точными, подогнанными для конкретного пациента геометрическими величинами. Осуществляются индивидуальная регулировка сагиттального наклона суставного пути (с помощью градуированной шкалы), а также угла Беннета для учета индивидуального бокового движения нижней

челюсти на балансирующей стороне. Используется движимый опорный резцовый штифт с миллиметровой шкалой в комбинации с заменяемыми резцовыми тарелочками для опорного штифта. В полностью регулируемых устройствах принимается во внимание имеющееся laterальное движение; в них можно изменять расстояние между суставными головками с учетом параметров пациента (индивидуальное расстояние между кондилусами — ширина лица — расстояние от поверхности кожи до головок сочленений челюсти). В некоторых типах артикуляторов данный параметр может регулироваться приблизительно по ширине лица (в зависимости от формы лица: широкое, среднее или узкое).

Артикуляторы могут также различаться по способу строения суставных механизмов — арконовые (дуговые) и неарконовые (бездуговые).

Арконовые устройства. Под этим понимается способ изготовления, имитирующий натуральную модель челюстных сочленений. В случае с арконовыми устройствами имитация суставной головки находится в нижней раме артикулятора (нижняя челюсть), а имитация суставной впадины сочленения соединяется с верхней частью артикулятора (верхняя челюсть).



Рис. 6.31. Арконовые артикуляторы «Протар-3» и «Стратос-200».

Благодаря такому способу изготовления арконовые устройства можно очень легко разбирать на верхнюю и нижнюю части. Возможность временного отделения верхней части артикулятора от нижней имеет определенные преимущества (см. рис. 6.31).

Неарконовые устройства — артикуляторы, у которых механическая направляющая сочленения соединена с нижней частью артикулятора. Механическая направляющая сочленения обычно представляет собой расщепленную конструкцию, которая может настраиваться в зависимости от индивидуальной линии наклона сочленения при различных углах (наклон к протетической плоскости или к франкфуртской горизонтальной плоскости). Кондилусы имеют форму шариков, расположенных на поперечной оси, которые соединены с верхней частью устройства. Преимуществом неарконовых устройств является возможность фиксации шариков сочленений при боковых движениях (рис. 6.32).

Универсальные артикуляторы дополнены лицевой дугой. Это приспособление позволяет перенести положение верхней челюсти из пространства лицевого скелета и установить модели в про-

странстве между рамами артикулятора по индивидуальным параметрам пациента. «Протар-7» среди универсальных артикуляторов позволяет имитировать движения нижней челюсти в наиболее полном объеме. Отличительной особенностью строения его суставных механизмов является воспроизведение трансверзального суставного пути суставной головкой на рабочей стороне благодаря вставке «Штифт-Винкель» (рис. 6.33). На балансирующей стороне строение суставных механизмов артикулятора «Протар-7» позволяет воспроизводить в трансверзальной плоскости движения Беннетта и начальный боковой сдвиг (ISS).

Универсальные артикуляторы (рис. 6.34) позволяют выполнять диагностическую и лечебную задачи. Диагностическая задача заключается в выявлении нарушений функциональной окклюзии, а лечебная — в устранении нарушений функциональной окклюзии с помощью терапевтических и ортопедических методов лечения. Среди таких артикуляторов можно выделить «Протар-9», который обеспечивает движения нижней челюсти в положении передней, левой и правой боковой окклюзии, а также осуществляет положение ретрузии (см.

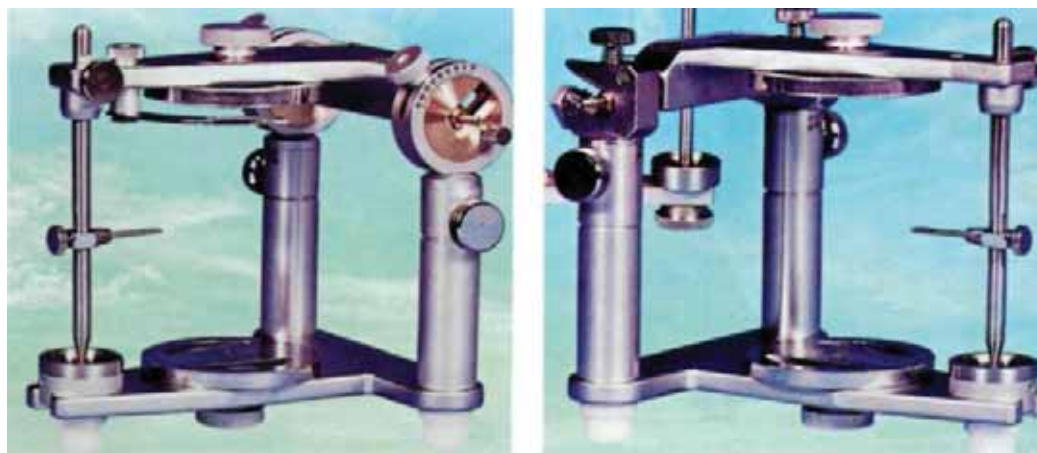


Рис. 6.32. Неарконовые артикуляторы «Баланс» и «Баланс де Люкс».



Рис. 6.33. Артикулятор «Протар-7» и суставной механизм с вставкой «Штифт-Винкель».

рис. 6.35). Технические характеристики вставки PDR (P — протрузия, D — дистракция, R — ретрузия) позволяют проводить дистракцию или разобщение между моделями верхней и нижней челюстей и планирование разобщающих релакса-

ционных шин в зависимости от клинических задач.

Установить модели в пространство между рамами артикулятора можно с помощью лицевой дуги или балансира (фундаментные веса).



Рис. 6.34. Универсальные артикуляторы



Рис. 6.35. Артикулятор «Протар-9» и суставной механизм с вставкой PDR.

6.3.1. Лицевая дуга

Лицевая дуга — приспособление, которое позволяет перенести положение верхней челюсти из пространства лицевого скелета и установить модели верхней челюсти в пространстве между рамами артикулятора (рис. 6.36). Лицевая дуга позволяет работать как с франкфуртской горизонталью (FH), так и с камперовской плоскостью (CE). Опора в переносицу устанавливает лицевую дугу в промежутке между обеими плоскостями. При помощи указателя лицевую дугу можно также индивидуально ориентировать относительно желаемой плоскости (рис. 6.37).

С помощью лицевой дуги верхний зубной ряд ориентируется по отношению к шарнирной оси пациента, и затем положение верхней челюсти переносится в пространство между рамами артикулятора. Шарнирная ось артикулятора должна располагаться на таком же расстоянии от челюстей, как и у пациента. Лицевая дуга позволяет установить модели в пространстве артикулятора в тех случаях, когда с помощью балансира это сделать достаточно сложно: удлиненные боковые зубы, выраженные смещения средней линии черепа.

Лицевая дуга состоит из следующих основных элементов:



Рис. 6.36. Пространственное расположение линий, франкфуртская горизонталь (FH), камперовская плоскость (CE), протетическая плоскость и их взаимосвязь с угловой зависимостью сустава.

илл

- рама лицевой дуги;
- ушные пелоты;
- прикусная вилка;
- переходное устройство;
- носовой упор;
- орбитальная стрелка (с ее помощью лицевая дуга ориентируется по желаемой плоскости).

Применение лицевой дуги. Для установки моделей в артикулятор с помощью лицевой дуги необходимо: укрепить прикусную вилку на зубах верхней челюсти с помощью воска или силиконового материала, затем извлечь из полости рта и оценить отпечатки (они не должны быть продавлены до прикусной вилки); прикусную вилку устанавливают на зубах верхней челюсти, затем устанавливают боковые рычаги, вводят ушные пелоты в наружные слуховые проходы, ориентируют лицевую дугу по франкфуртской или камперовской плоскости, соединяют прикусную вилку и лицевую дугу при помощи переходного устройства. Лицевую дугу вместе с прикусной вилкой снимают. Лицевая дуга устанавливается в артикуляторе всегда в одинаковом положении и опирается на боковые отсчетные штифты и резцовый штифт, который при этом нужно установить на «О» (см. рис. 6.38—6.43).



Рис. 6.37. Положение лицевой дуги.

Таким образом, точность воспроизведения движений нижней челюсти в артикуляторе зависит от степени соответствия расстояния от суставных головок до зубных рядов как в артикуляторе, так и у больного, от соответствия положения шарнирной оси суставных головок у больного и в артикуляторе и от возможности точной настройки суставных механизмов артикулятора, позволяющих воспроизводить анатомические особенности строения ВНЧС.

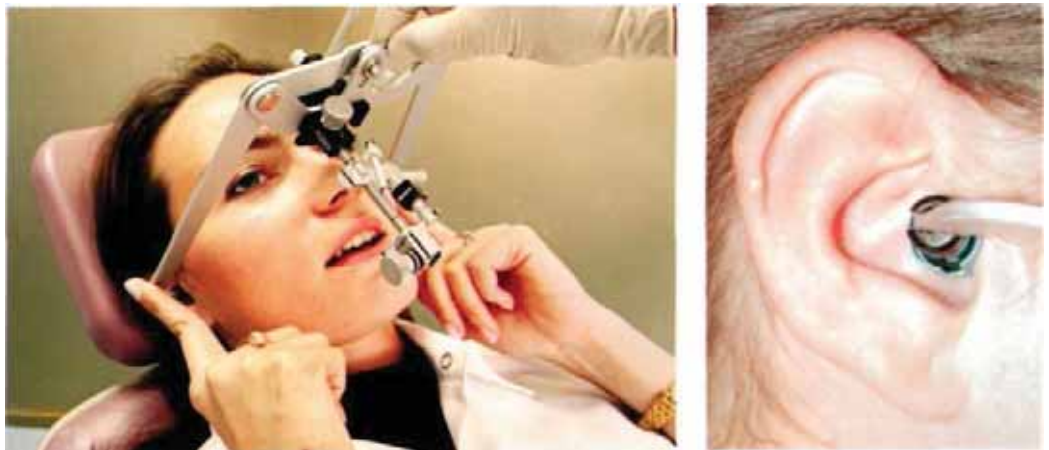


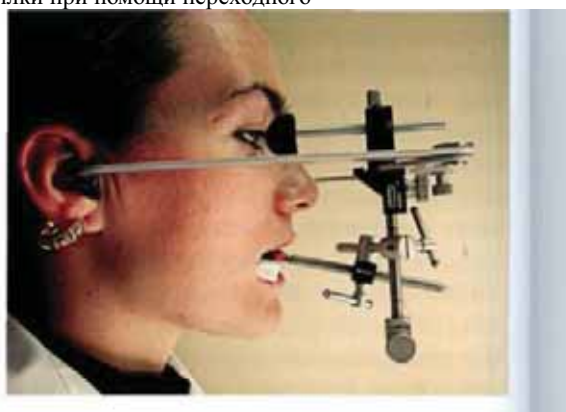
Рис. 6.38. Установка ушных пелотов в наружный слуховой проход.



Рис. 6.39. Ориентирование
лицевой дуги по
франкфуртской горизонтали.

Рис. 6.40. Соединение лицевой дуги и прикусной вилки при помощи переходного

|-*д- f



устройства.



Рис. 6.41. Снятие лицевой
дуги и получение
пространственного
положения верхней челюсти в
лицевом скелете.

Рис. 6.42. Фиксация моделей верхней челюсти между рамами артикулятора.



Рис. 6.43. Установка моделей и пространстве между рамами артикулятора.



ГЛАВА 7. КОНСТРУИРОВАНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБНЫХ РЯДОВ

История протезирования больных при полном отсутствии зубов прошла сложный путь исканий и разработок различных методов и приборов для постановки искусственных зубных рядов. Были предложены различные регистрирующие аппараты, лицевые дуги для внеротовой записи движений нижней челюсти. Создавались сложные приборы-артикуляторы, позволяющие после записей движений нижней челюсти воспроизводить эти движения в индивидуальных артикуляторах. Однако практика показала, что внеротовые записи не точны, а приборы не позволяют воспроизвести весь сложный комплекс разнообразия движений нижней челюсти, учесть индивидуальные особенности каждого пациента, степень податливости как слизистой оболочки полости рта, так и мягких тканей височно-нижнечелюстных суставов.

В России постановку искусственных зубных рядов производят в основном следующими способами:

- в шарнирном окклюдаторе или артикуляторе по стеклу;
- в шарнирном окклюдаторе или артикуляторе по сферическим поверхностям;
- в шарнирном окклюдаторе по индивидуальным окклюзионным поверхностям;
- в артикуляторах типа «Стратос-200» и «Стратос-100», «Протар-6» и др. после внутриротовой записи движения нижней челюсти.

7.1. ИСКУССТВЕННЫЕ ЗУБЫ

Искусственные зубы являются конструктивным элементом зубного протеза. Их значение заключается главным образом в обеспечении функции жевательного аппарата, в разжевывании пищи, улучшении речи и эстетики. Основным критерием качества искусственных зубов является степень их сходства с естественными, как по внешнему виду, так и по жевательной эффективности. Зубы для пластиночных протезов изготавливают из пластмассы и фарфора.

Еще Williams (1913) установил частое соответствие формы лица и центральных резцов верхней челюсти. Проводя многочисленные измерения на черепах людей, он определил три типа лица: квадратный, треугольный и овальный, — которым соответствует форма верхних резцов. Эти закономерности до настоящего времени используют при производстве искусственных зубов (рис. 7.1).

Л.Э.Рофе и В.Л.Устименко, обследовав большое количество студентов, также пришли к выводу о том, что формы лица соответствуют формам верхних центральных резцов.

Л.Э.Рофе, В.Л.Устименко и техник-модельер В.Бродский разработали все формы и размеры выпускаемых на Харьковском заводе медицинских пластмасс и стоматологических материалов зубов. Кроме того, они разработали альбомы искусственных зубов, которые должны находиться в каждой клинике для облегчения работы врачей и зубных техников.

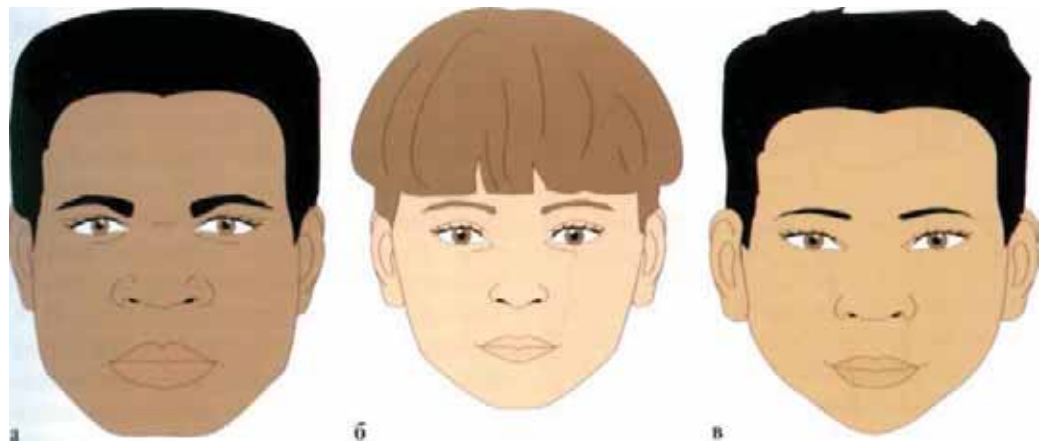


Рис. 7.1. Основные типы лица: *а* — квадратный; *б* — овальный; *в* — треугольный.

Необходимо отметить, что все клиники СССР в течение 60 лет пользовались искусственными зубами, выпускавшимися Харьковским заводом медицинских пластмасс и стоматологических материалов. Многие клиники России используют их в настоящее время, так как они на порядок дешевле фирменных.

Производство акриловых зубов

Существует два основных способа изготовления акриловых зубов: мономер-полимерный и порошковый. Каждый из них имеет преимущества. Мономер-полимерный способ позволяет получить сшитые зубы и отличается высокой производительностью. На Харьковском заводе (в настоящее время — Акционерное общество «Стома») принят мономер-полимерный способ, совершенствование которого позволило изготавливать зубы с высокими эстетическими свойствами. В Европе и США применяется в основном порошковый метод. Однако в последнее время многие фирмы переходят на полимер-мономерный способ.

Производство зубов по мономер-полимерному способу состоит из следующих основных стадий: 1) приготовление формовочных масс — «эмали» и «денти-

на»; 2) прессование под горячим давлением; 3) прессование под холодным давлением; 4) удаление облоя; 5) монтировка зубов на планки или в бобины.

В последние годы разработаны новые фасоноразмеры зубов «Эстедент-02» и «Эстедент-03». Зубы «Эстедент», благодаря введению в них люминофора, дают флуоресцирующий эффект, обладают повышенным сопротивлением истиранию, растрескиванию и деформации.

Основные фасоны передних зубов имеют три типа: прямоугольный, клиновидный и овальный (см. рис. 7.2). Зубы выпускают в виде гарнитуров по 28 зубов и в виде планок с передними и боковыми зубами. Выпускаются также альбомы зубов. В основу альбома положена система, позволяющая врачу подобрать оптимальную по размеру и фасону гарнитуру зубов для протеза. Пользуясь схемой альбома, можно составить гарнитуры по 28 зубов к четырем средним размерам зубных дуг при анатомической постановке. В альбоме зубов все фасоны передних (фронтальных) и боковых (жевательных) зубов разделены на три основные группы (см. рис. 7.3).

Расцветка зубов предназначена для подбора цвета зубов при изготовлении

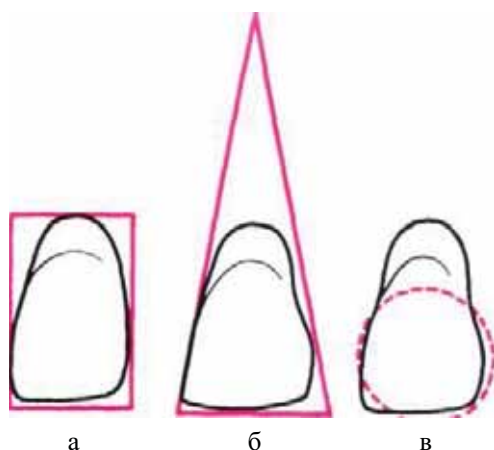


Рис. 7.2. Основные фасоны искусственных зубов: а — прямоугольная; б — клиновидная; в — овальная.



Рис. 7.3. Типы фронтальных зубов: а — прямоугольные; б — клиновидные; в — овалы.

съемных протезов и представляет собой набор пластмассовых зубов 13 цветов от №28 до №40, что позволяет подобрать необходимый цвет зубов.

При выборе гарнитуры пользуются дентомером, состоящим из набора четырех мерных линейек, скрепленных шарниром. Длина каждой линейки соответствует длине верхней гарнитуры из 14 зубов определенной группы альбома.

Искусственные пластмассовые зубы имеют рельеф жевательной поверхности, подобный рельефу естественных зубов. Применение таких зубов при изготовлении съемных протезов приводит к образованию так называемых сбрасывающих моментов, которые вызывают сильные боковые толчки, нарушающие стабильность. С целью устранения этих толчков требуется тщательная коррекция окклюзионной поверхности под копирку, которая сводится к значительному сошлифовыванию бугорков искусственных зубов. В связи с этим некоторые авторы для обеспечения скользящей артикуляции используют безбугорковые боковые зубы. Однако для пережевывания пищи такими зубами требуются значительно большие усилия. По-видимому, для решения этого вопроса необходимо выбрать «золотую середину» — применять зубы с небольшими бугорками.

Искусственные зубы по Герберу

Фер в 1892 г. предложил перейти от формы жевательной поверхности естественных зубов на механический принцип, т.е. создавать зубы в виде «ступки и пестика». Он предложил нижние боковые зубы создавать в виде спичечной головки, а верхние с углублениями. Затем в 1939 г. Шредер предложил вышлифовывать искусственные боковые зубы с углублениями.

Гербер (Швеция) разработал зубы «кондилообразной формы», у которых

жевательные поверхности боковых зубов сформированы таким образом, что каждая пара зубов-антагонистов представляет собой минисегмент, где верхний моляр имеет выраженный небный бугор («пестик»), а фиссура нижнего зуба имеет форму выраженного «жевательного углубления» («ступка») (рис. 7.4).

В 2004 г. доктором Е.Эндом (Германия) и зубным техником В.Фюргутом были разработаны новые формы и гарнитуры искусственных пластмассовых зубов, которые получили название «биологические». В отличие от трех типов зубов они предлагают четыре: О — овальные; Т — клиновидные; Х — удлиненные; Z — квадратные. Эти зубы отличаются от ранее выпускавшихся тем, что они еще более естественно имитируют природные зубы. На жевательных зубах кроме четырех бугров имеются различные маленькие бугорочки и бороздочки. Угол наклона бугра от 20 до 30°. Фирма «Vita» с 2004 г. приступила к выпуску данных гарнитур под названием «Vita physiodent».

Кроме того, фирмой «Ивоклар-Вивадент» выпускаются гарнитуры зубов под названием «Ivocril». Эти зубы в свое время разработал доктор Штрак. Все гарнитуры идут под индексами:

Н — для постановки при ортогнатическом прикусе — угол наклона ската бугра к горизонтальной плоскости равен 30°;

Т — для постановки при прогнатическом прикусе — угол наклона бугра 60°;

К — для постановки при прогеническом прикусе — угол наклона бугра 5°.

Эти зубы разнятся между собой еще и углом наклона тыльной поверхности, которой они касаются базиса.

Кроме того, фирмой выпускаются зубы под названием «квадро». Это четыре жевательных зуба для нижней челюсти, скрепленных между собой и выставленных по калоте.

Пластмассовые зубы с пластмассовым базисом протеза соединяются химиче-



Рис. 7.4. Жевательные зубы по Герберу («пестик» и «ступка»).

ски. Прочность срачивания зуба с материалом базиса должна быть не менее 30 МН/м² и определяется испытанием образца на разрывной машине. Прочность срачивания эстедента с материалом базиса составляет 31,6 МН/м².

Некоторые техники с тыльной поверхности пластмассового зуба делают зацепы, углубления или «пескоструят» для лучшего соединения его с базисом протеза. Этого делать не следует, так как в тесте базиса при паковке находится достаточное количество мономера, который растворяет поверхностный слой зуба, создавая хорошие условия для химического соединения.

Becker и соавт. (1977) предлагают три вида постановки зубов в зависимости от выраженности бугорков: анатомической формы — бугры с наклоном 30° к горизонтальной плоскости, полуанатомической формы — с наклоном 20°, неанатомической (без бугров).

7.2. ПОСТАНОВКА ЗУБОВ ПО СТЕКЛУ

В России широкое распространение получила постановка искусственных зубов по стеклу, разработанная М.Е.Васильевым. После заливки моделей с окклюзионными валиками в шарнирный окклюдатор берут специальное стекло, имеющее форму полуэллипса, и слегка приклеивают его горячим воском к верхнему окклюзионному валику. При этом следят за тем, чтобы средние линии стекла были равномерно ориентированы на верхний окклюзионный валик. Затем стекло необходимо перенести на нижний

окклюзионный валик. Это можно сделать различными способами:

1) срезать нижний окклюзионный валик на толщину стекла сверху и с середины валика по вестибулярному краю таким образом, чтобы периметр нижнего окклюзионного валика был ориентирован на вершину гребня альвеолярного отростка нижней челюсти;

2) на внутренней части нижней модели установить три столбика из размягченного воска и к ним прижать и зафиксировать стекло;

3) изготовить новый восковой базис на нижнюю модель и валик, занимающий только язычную поверхность нижней челюсти.

После фиксации стекла расплавленным воском к нижнему окклюзионному валику на стекле стеклографом отмечают периметр верхнего окклюзионного валика, среднюю линию и линию клыков. Стекло отклеивают от верхнего валика и откладывают его в сторону. На верхнюю модель изготавливают новый восковой базис с небольшим по диаметру (3—4 мм) валиком, который приклеивают строго по вершине альвеолярного отростка.

Постановку начинают с зубов верхней челюсти. Передние зубы относительно вершины альвеолярного отростка ориентируют таким образом, чтобы вертикальные оси последних на 2/3 их пришеечной части были расположены впереди вершины альвеолярного отростка, а оси боковых зубов проходили по межальвеолярным линиям. Такая постановка обеспечивает устойчивость протезов при жевательных движениях.

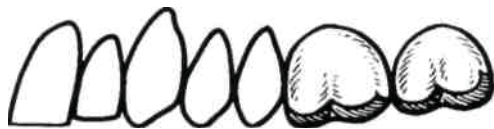


Рис. 7.5. Расположение зубов по отношению к протетической плоскости.

Верхний зубной ряд конструируют в виде полуэллипса, нижний — параболы. Центральные резцы располагают симметрично к средней линии так, чтобы режущие края касались стекла. Боковые резцы несколько отклонены от срединной линии в пришеечной части и режущим краем не доходят на 0,5 мм до поверхности стекла. Клыки своими рвущими бугорками касаются стекла и образуют поворотные пункты зубной дуги, причем передняя часть фасетки клыка должна являться продолжением дуги передних зубов, а задняя — направлять дугу в области боковых зубов.

Первый премоляр устанавливают так, чтобы он касался стекла только щечным бугорком, а небный бугорок не доходил до стекла на 1 мм. Второй премоляр касается стекла обоими бугорками. Первый моляр касается стекла только переднебным бугорком. Переднещечный бугорок не доходит до стекла на 0,5 мм, заднебный — на 1 мм, заднещечный — на 1,5 мм. Второй моляр не касается своими бугорками стекла и продолжает линию первого моляра. Благодаря такой ориентации жевательных зубов создаются сагиттальные и трансверзальные кривые выпуклой книзу формы, обеспечивающие множественные контакты зубов при различных движениях нижней челюсти (рис. 7.5).

После постановки зубов верхней челюсти по ним ставят зубы нижней челюсти. Постановку начинают со вторых премоляров, так как они хорошо устанавливаются между первым и вторым премолярами верхней челюсти. Затем устанавливают моляры и в последнюю очередь — передние зубы. Если постановку зубов производят не из гарнитуров, то нижние зубы можно начинать ставить с центральных передних зубов.

Закончив постановку зубов, между зубными рядами укладывают копировальную бумагу и легким постукиванием

верхнего зубного ряда о нижний на зубах получают черные точки, которые сошлифовывают. Таким образом производят пришлифовку зубов в вертикальном направлении. При боковых движениях пришлифовку зубов производят в полости рта больного при наложении протезов.

7.3. ПОСТАНОВКА ЗУБОВ ПО СФЕРИЧЕСКИМ ОККЛЮЗИОННЫМ ПОВЕРХНОСТЯМ

Сферическая теория артикуляции была создана Monson (1918). С тех пор многие авторы пытались усовершенствовать ее, предлагали различные радиусы сферы — от 4 до 60 см и т.д. В Харькове вопросами сферической теории артикуляции занимались М.А.Нападов и А.Л.Сапожников.

Согласно законам механики, при движении одного тела по отношению к другому с тремя степенями свободы эти тела могут находиться в контакте в том случае, если будут иметь сферическую поверхность. Именно этим законам соответствует височно-нижнечелюстной сустав — самый сложный сустав человеческого организма, в котором происходят движения в трех взаимно перпендикулярных плоскостях.

Радиус сферической поверхности, предложенный авторами, равен 9 см. Кроме того, в переднем участке сферы имеется горизонтальная сопостановочная площадка, равная по ширине четырем передним зубам.

С целью конструирования искусственных зубных рядов при асимметрии наклонов межальвеолярных линий авторы создали разборную сферическую пластинку, которая состоит из трех частей: двух боковых частей сферической поверхности радиусом 9 см и фронтальной — горизонтальной площадки, вырезанной по форме сектора, что позволяет устанавливать ее в каждом конкретном случае между линиями клыков (рис. 7.6—7.8).

Боковые части площадки соединены с фронтальной с помощью шарниров таким образом, что могут свободно вращаться вокруг своей продольной оси. В боковых частях площадки сделаны

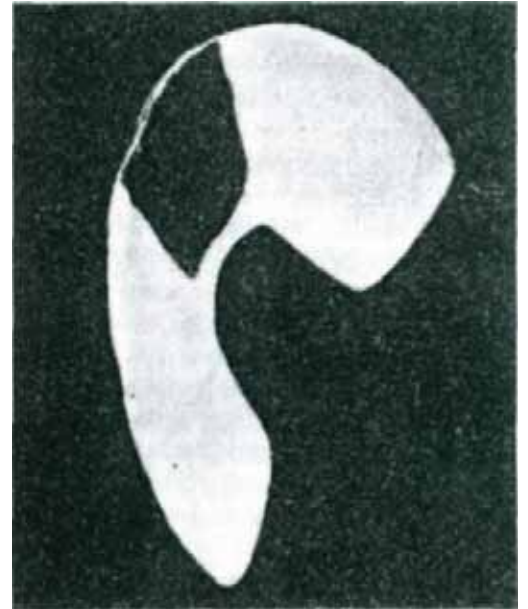


Рис. 7.6. Сферическая пластинка.

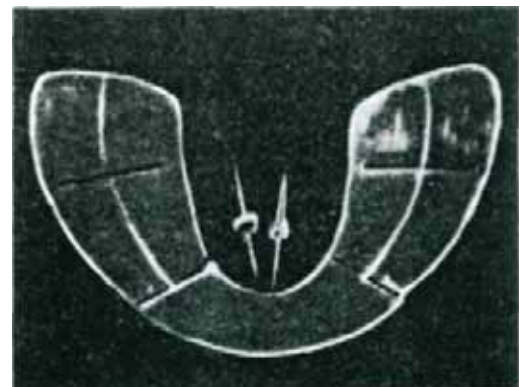


Рис. 7.7. Разборная сферическая пластинка.



Рис. 7.8. Постановка зубов по сфере.

прорези, в которые вставляют стрелки-указатели межальвеолярных линий.

После определения центрального соотношения челюстей на сформированных по сферическим поверхностям окклюзионных валиках и заливки моделей в окклюдатор к окклюзионной поверхности верхнего прикусного валика слегка приклеивают воском сферическую постановочную пластинку: цельную, если наклон межальвеолярных линий по отношению к вертикали в области боковых зубов не превышает 16° , или разборную, если наклон межальвеоляр-

ных линий даже на одной стороне больше 16° .

Нижний прикусной валик срезают на толщину пластинки и наполовину по ширине, чтобы был виден центр альвеолярного гребня, и на нем устанавливают сферическую постановочную пластинку. С целью установки разборной постановочной пластинки нижний прикусной валик полностью срезают на боковых участках; пластинку устанавливают на фронтальной части валика таким образом, чтобы боковые части ее могли свободно вращаться вокруг своей продольной оси. С помощью стрелок-указателей боковые части пластинки ориентируют перпендикулярно к межальвеолярным линиям и прочно фиксируют в этом положении расплавленным воском.

Расстановку верхних зубов производят таким образом, чтобы они всеми своими буграми и режущими краями касались сферической пластинки. Исключение составляют вторые резцы, которые из косметических соображений не должны доходить до пластинки на 0,5 мм. Зубы необходимо расставлять строго по гребню альвеолярного отростка и с учетом направленности межальвеолярных линий. Расстановку нижних искусственных зубов производят по верхним (рис. 7.9).

При постановке искусственных зубных рядов по сферическим поверхностям М.А.Нападов и А.Л.Сапожников рекомендуют применять разработанные ими боковые зубы неанатомической формы. Жевательная поверхность этих зубов выполнена в виде бугров и периферического буртика. Вершины бугров и буртик верхних зубов расположены на выпуклой сферической поверхности радиусом 9 см, а нижних — по вогнутой. Авторы считают, что при такой форме жевательных поверхностей зубов не будут возникать сбрасывающие моменты при скользящих движениях нижнего зубного

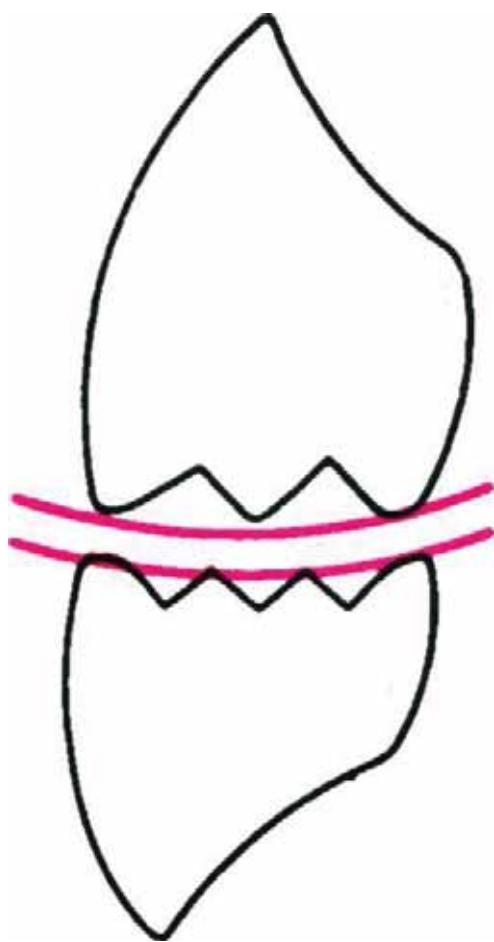


Рис. 7.9. Искусственные зубы неанатомической формы.

ряда о верхний и протезы не будут сбрасываться.

Постановка зубов по индивидуальным окклюзионным сферическим поверхностям

Г.А.Эфрон еще в 1929 г., а З.П.Гельфанд и А.Я. Кати в 1937 г. предложили упрощенную методику внутриротовой записи движения нижней челюсти и использования шарнирного окклюдатора для анатомической постановки зубов, которая состоит в следующем. Прикусные шаблоны и валик изготавливают из стенса, причем размеры валиков должны соответствовать размерам будущих зубных рядов. Определив центральное соотношение челюстей, больному предлагают выдвинуть нижнюю челюсть вперед и в просвет, образовавшийся между валиками в области жевательных зубов, вкладывают пластинки размягченного стенса, которые при смыкании челюстей раздавливаются, принимают клиновидную форму и полностью заполняют промежутки. Затем вынимают шаблоны из полости рта, охлаждают их в воде, вновь вводят в таком виде в рот, предложив больному закрыть рот в состоянии центральной окклюзии. В результате этого образуется просвет в области передних зубов, так как стенсовые клинышки мешают смыканию валиков. С целью ликвидации просвета с верхнего валика в области моляров срезают соответствующий клин, после чего поверхность валика приобретает выпуклую форму.

Для того чтобы валики лучше прилегали друг к другу при боковых движениях, их покрывают кашицей из пемзы или наждака и предлагают больному делать всевозможные движения нижней челюстью. Поверхности валиков притираются друг к другу в соответствии с экскурсиями суставных головок, и таким образом получается индивидуальная внутриротовая запись движений нижней челюсти впе-

ред и в сторону. Затем на валиках делают соответствующие отметки, фиксируют валики во рту с помощью скобок в положении центральной окклюзии и переносят на модели. Модели гипсуют в шарнирном окклюдаторе с передним штифтом, который увеличивает устойчивость окклюдатора и обеспечивает установленную высоту центральной окклюзии.

С целью постановки зубов снимают верхний шаблон с валиком и ставят зубы верхней челюсти по притертой окклюзионной поверхности нижнего валика. Все зубы своими режущими краями и бугорками касаются валика, за исключением вторых верхних резцов, которые отстоят от стекла на 0,5 мм, а затем устанавливают нижние зубы по верхнему зубному ряду.

М.А.Нападов и А.Л.Сапожников (1972) разработали методику конструирования искусственных зубных рядов *по индивидуальным окклюзионным сферическим поверхностям*. По функциональным оттискам отливают модели, на которых из самотвердеющей пластмассы готовят ложки и специальные воскабразивные валики.

Материал для изготовления валиков готовят следующим образом (из расчета 500 г готового материала): берут 110 г парафина, 10 г пчелиного воска, 15 г канифоли и нагревают в металлической емкости до плавления, добавляют 0,4 г мятного масла и 0,1 г жирорастворимого красителя. Затем при постоянном перемешивании вводят 364,5 г мелкодисперсного абразива, обработанного водным раствором оксиэтилированного этилового спирта с 10 оксиэтиленовыми звеньями. Полученную массу температуры 45°C разливают в силиконовые формы для окклюзионных валиков.

Силиконовые формы для валиков выполнены таким образом, что валики получают в виде подковообразных брусков толщиной 10—12 мм, шириной 8—10 мм и по форме соответствуют верх-

ней и нижней беззубым челюстям. Валики для верхней челюсти имеют выпуклую окклюзионную сферическую поверхность среднего радиуса (90 мм), для нижней челюсти — вогнутую. Основой валиков являются углеводороды парафинового ряда, которые обеспечивают пластичность валиков при нагревании и возможность изгибать их по форме альвеолярного гребня челюстей. Валики можно подрезать и скоблить.

Воскабразивные окклюзионные валики нагревают и изгибают по форме альвеолярного гребня на моделях верхней и нижней челюстей и с помощью расплавленной массы для валиков укрепляют на пластмассовых ложках. Валики приклеивают к ложкам так, чтобы они соответствовали направлению межальвеолярных линий и высота прикуса была больше на 2 мм на каждом валике. Это завышение на 4 мм нужно для того, чтобы при получении внутриротовой записи не произошло занижения высоты нижнего отдела лица.

С помощью устройства для формирования сферических окклюзионных поверхностей контролируют положение этих поверхностей валиков по отношению к камперовской и зрачковой линиям. Ложки с валиками после припасовки вводят в рот, и больной притирает их, производя различные жевательные движения нижней челюстью. Процесс притирки воскабразивных окклюзионных валиков в полости рта включает механическое истирание трущихся поверхностей, обработанных водным раствором оксипропилированного этилового спирта, в результате чего снимаются одинаковые слои с верхнего и нижнего валиков. Макро- и микронеровности валиков сглаживаются, а структура окклюзионной поверхности приходит в соответствие с характером движений нижней челюсти. Таким образом, создаются контактирующие поверхности, соответствующие

разнообразным движениям нижней челюсти.

На всех этапах работы с воскабразивными валиками их следует рассматривать как макеты будущих зубных рядов, создавая их соответствующей длины и ширины. Вначале больному трудно двигать челюстью, так как окклюзионные поверхности прикусных валиков не соответствуют индивидуальным окклюзионным поверхностям. В последующем, по мере стирания валиков и приближения получаемых окклюзионных поверхностей к индивидуальным, движения нижней челюсти более размашисты и к концу притирания становятся свободными, стирание прикусных валиков идет быстрее. Проверяют контакты между валиками при всех движениях челюсти.

После формирования индивидуальных окклюзионных поверхностей очень легко определяется центральное соотношение челюстей. Затем получают функционально-присасывающиеся оттиски в условиях, максимально приближенных к создающимся при функционировании протезов. Полученная путем притирания индивидуальная окклюзионная поверхность чаще всего несимметричная. Форма этой поверхности хорошо отображает асимметрию строения височно-нижнечелюстных суставов и жевательных мышц на левой и правой сторонах. Индивидуальная окклюзионная поверхность характеризуется определенным расположением к межальвеолярным линиям, которые чаще всего проходят перпендикулярно к ней. Это имеет большое значение для стабильности протезов и правильного распределения жевательного давления на подлежащие ткани.

У некоторых больных индивидуальная окклюзионная поверхность имеет очень сложную форму или характеризуется резко выраженной асимметрией. Эти особенности могут быть выявлены только в результате внутриротовой записи дви-

жений нижней челюсти, а эффективное протезирование возможно лишь с учетом этих особенностей.

При конструировании искусственных зубных рядов по индивидуальным окклюзионным поверхностям отпадает необходимость в применении артикуляторов и постановка искусственных зубных рядов может быть произведена в обыкновенном шарнирном окклюдаторе. С этой целью после отливки моделей и загипсовки их в окклюдатор снимают верхнюю ложку с валиком и по нижнему валику производят постановку зубов верхней челюсти. Все зубы, за исключением вторых резцов, касаются режущими краями и буграми окклюзионной поверхности нижнего валика. Нижний зубной ряд ставят по верхнему.

7.4. ПОСТАНОВКА ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБНЫХ РЯДОВ ПО ГЕРБЕРУ

Как указывалось выше, зубы, предложенные Гербером, имитируют форму «ступки и пестика». Пестиком является небный бугор верхних жевательных зубов, а ступкой — углубление, «жевательная канавка», или фиссура, расположенная почти на уровне язычного бугра нижних жевательных зубов. Автор считает, что в связи с тем, что, как правило, периметр нижней зубной дуги шире верхней, то нагрузку следует смещать в лингвальную сторону. Зубы не обязательно ставить в межбугорковом контакте. Каждая пара зубов-антагонистов становится «минисегментом».

Постановку искусственных зубных рядов Гербер, как правило, проводит в среднеанатомическом артикуляторе. Резцовая точка определяется по Мезингеру, а задний край протетической плоскости — по середине ретромолярного бугорка. Сначала выставляются нижние фронтальные зубы, затем по ним верхние фронтальные зубы. Постановка жевательных зубов начинается с нижней че-

люсти. Щечный бугор нижнего первого премоляра помещается в фиссуре верхнего первого премоляра. Второй премоляр и первый моляр ставятся таким образом, чтобы язычные и щечные бугры их были на одной плоскости. Вторые моляры, как правило, вообще не выставляются, особенно, если они должны размещаться на восходящем кзади альвеолярном отростке нижней челюсти.

После установки нижних боковых зубов приступают к постановке верхних жевательных зубов. Небный бугор верхнего первого моляра входит в углубление «ступки» нижнего первого моляра, а щечные бугры между собой не контактируют. Между ними создается щель. Автор указывает, что хорошо выраженный экватор препятствует подсасыванию и прикусыванию щеки.

После постановки всех зубов приступают к шлифовыванию жевательных поверхностей под копиру, добиваясь трехточечного контакта. Таким образом, предложенная методика игнорирует создание компенсационных кривых Шпее и Вильсона. При применении данных зубов значительно сокращается жевательная площадь зубных рядов. Кроме того, вызывает сомнение, что при наличии щели между щечными буграми боковых зубов пациенты не будут жаловаться на прикусывание щеки, особенно в старческом возрасте, когда тонус мышц нарушен.

7.5. ПОСТАНОВКА ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБНЫХ РЯДОВ ПО ЭНДУ

Е.Энд (2000—2002) считает, что фасетки на естественных зубах (т.е. стираемость, как физиологическая, так и патологическая) возникают только вследствие парافункции мышц жевательного аппарата. В норме бугры жевательных зубов не должны иметь фасеток. Жевательные зубы контактируют между собой только скатами в двух точках. Основное

значение при определении центрального соотношения он придает оформлению окклюзионного валика на верхней челюсти: по периметру, ширине, длине. В боковых участках валик, оформленный по камперовской горизонтали, должен иметь ширину около 8 мм, во фронтальном — около 3 мм. По длине он должен касаться линии между сухой и влажной частью нижней губы. Кроме того, Е.Энд применяет разговорные пробы, предлагая пациенту произносить различные фонемы. Затем по верхнему валику припасовывается нижний и фиксируется в положении центрального соотношения челюстей.

После артикулирования в среднеанатомическом артикуляторе техник снимает с модели нижний базис с прикусным валиком и во фронтальном участке устанавливает валик из первого слоя какого-либо силиконового оттискного материала таким образом, чтобы получить отпечаток верхнего прикусного валика. Затем этот силиконовый материал аккуратно подрезается, очерчивается периметр

верхнего окклюзионного валика, срединная линия и линия клыков. Этот силиконовый валик в дальнейшем для техники является ориентиром (ключом) для постановки верхних фронтальных зубов. Затем по верхним ставятся нижние фронтальные зубы, а затем боковые. Зубы называются phisiodent.

Фиссура между нижними боковыми зубами находится на линии, продленной от рвущего бугра клыка к срединной точке ретромолярного треугольника. Все оси зубов наклонены в язычную сторону. Соблюдаются кривые Шпее и Вильсона.

Если нижние вторые моляры выставлены выше срединной точки ретромолярного треугольника, то их не ставят. Верхние боковые зубы ставятся по нижним таким образом, чтобы контактировали только небные бугры верхних зубов с язычными поверхностями нижних. Со щечной стороны оставляется щель (рис. 7.10). Поданным самого автора, пациенты могут прикусывать щеку, однако им предлагают привыкать и приспосабливаться.



Рис. 7.10. Контакт боковых зубов со щелью в области щеки.

7.6. БИОГЕННАЯ СИСТЕМА ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Немецкие ученые приводят неутешительную статистику пользования протезами для беззубых челюстей. Они указывают, что из 284 человек, пользующихся полными съемными протезами, 67 протезоносителей жалуются на плохую фиксацию полных съемных протезов, у 71 имеются намины под протезами, у 67 — плохая функция, 25 жалуются на заболевания в суставе, у 22 имеются заболевания слизистой оболочки полости рта, у 16 страдает эстетика и 16 ощущают рвотный рефлекс. Неудовлетворительные результаты возникают обычно по двум причинам: сложные анатомические условия в полости рта, когда трудно достичь хороших результатов, и/или недостаточный профессионализм врача и зубного техника.



Рис. 7.11. Определение относительного физиологического покоя.

Вопросами улучшения качества протезов, разработкой новых материалов, оборудования и приборов занимались многие ученые за последние 80 лет. Биогенная система протезирования существует уже около 40 лет, ее разработали и описали Р.Маркскорс, U.Stuttgen, Strack, А.Воловски, Бетгер и др. В России ее с успехом демонстрировал мастер-техник из Германии (фирма «Ивоклар-Ви-вадент») Томас фон Манштейн. Обучение проходили как врачи-ортопеды, так и зубные техники.

Изготовление полных съемных протезов состоит из множества манипуляций и включает применение различных приборов и материалов. Как справедливо отмечает Р.Маркскорс, если выпадают какие-то звенья этой цепи, то качество протезов может ухудшаться.

Биофункциональный метод протезирования основан на одномоментном получении оттисков с верхней и нижней челюстей в положении центрального соотношения последних. Предварительно по обычной методике определяется высота относительного физиологического покоя, отмечается высота в положении центральной окклюзии (на 2—3 мм меньше) (рис. 7.11). Затем при помощи циркуля отмечается ширина верхней и нижней челюстей, подбираются стандартные ложки и произ-

водится репетиция смыкания челюстей в правильном положении (см. рис. 7.12).

Применяются специальные стандартные ложки IVOTRAY, которые соединяются между собой в положении центральной окклюзии при помощи альгинатной массы ALGICAP. Можно применять ложки IVOTRAY-special, которые между собой защелкиваются (см. рис. 7.13).

Если у больного затруднено носовое дыхание или он болен бронхиальной астмой, эту методику применять не рекомендуется. Малотекучая оттискная масса ALGICAP находится в специальной капсуле, которая раздавливается с помощью сжимателя, затем укрепляется в CAP-вибраторе и в течение 30 с перемешивается (см. рис. 7.14). После этого, применяя специальный шприц, альгинатная масса наносится сначала на нижнюю ложку, затем на верхнюю. Ложки поочередно вводятся в полость рта, и больной постепенно сжимает челюсти до нужной высоты в центральной окклюзии. Этот двойной оттиск разработал Шварцкопф.

После оценки оттисков и очерчивания границ будущих ложек-базисов (см. рис. 7.15—7.17) закрывается отверстие между оттисками верхней и нижней челюстей оттискной массой optosil (без катализатора), чтобы эти оттиски



Рис. 7.12. Стандартные ложки IVOTRAY, IVOTRAY-special.

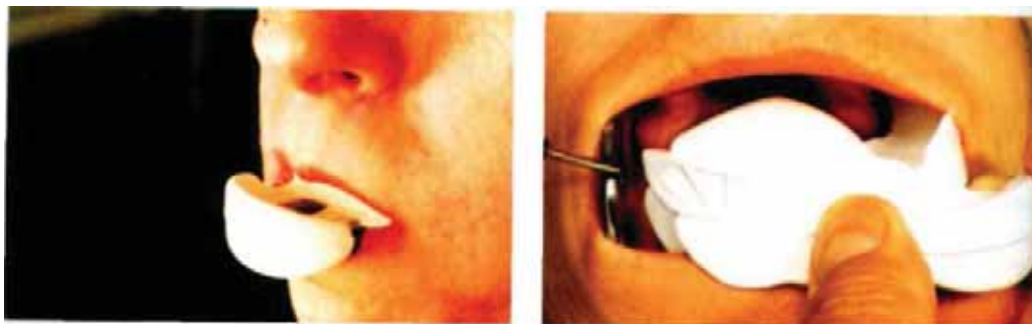


Рис. 7.13. Репетиция смыкания челюстей. Примерка ложек.



Рис. 7.14. Оттискная масса ALG1CAP, шприц и вибратор.



Рис. 7.15, 7.16. Получение оттисков с верхней и нижней челюстей (одномоментно) и фиксация межальвеолярной высоты.



Рис. 7.17. Очерчивание границ будущих ложек-базисов.

не соединились между собой гипсом при отливке моделей. Модели отливаются непосредственно в окклюдаторе в положении центрального соотношения челюстей (см. рис. 7.18).

На моделях из пластмассы «Иволген» изготавливаются ложки-базисы с границами, не достигающими до нейтральной зоны на 1—2 мм. После этого из воска монтируются прикусные валики с защелками (см. рис. 7.19, 7.20). Ориентирами для монтажа нижнего прикусного валика являются спереди резцовая точка, а сзади — верхний край ретромолярного треугольника. Резцовая точка находится на середине расстояния между самыми удаленными точками (по переходной складке), около уздечек губ верхней и нижней челюстей. При введении таких базисов в полость рта прикусные валики должны контактировать между собой на всем протяжении и соединяться друг с

другом при помощи защелок. Если все перечисленные манипуляции выполнены правильно, то врачу ничего не нужно дорабатывать (см. рис. 7.21).

Затем при помощи густой порции оттискового материала «Ивосил» оформляются края оттисков на нижней и верхней челюстях, а жидкой порцией получают (сначала с одной, а затем с другой челюсти) окончательные оттиски. Все это происходит под силой жевательного давления самого пациента и при активной работе мышц щек, губ и языка (см. рис. 7.22).

После соединения прикусных валиков в положении центрального соотношения челюстей (специальным гипсом) работа может передаваться в зуботехническую лабораторию для постановки зубов в артикуляторе «Стратос-200» по среднеанатомическим параметрам. Но если врач не совсем уверен в правильности фиксации



Рис. 7.18. Закрывание отверстия между верхним и нижним оттисками.



Рис. 7.19. Отливка моделей.



Рис. 7.20. Изготовление ложек-базисов и нахождение разцово-вой точки.



Рис. 7.21. Ложки-базисы с окклюзионными валиками в окклюдаторе.

центрального соотношения челюстей, тогда на нижнюю ложку-базис монтируется пластинка со штифтом, равным высоте прикуса, а на верхнюю ложку-базис — горизонтальная пластинка, покрытая слоем карандаша-маркера. Восковые прикусные валики при этом демонтируются (см. рис. 7.23).

Пациенту предлагают двигать несколько раз нижней челюстью: вперед-назад, вправо-назад, влево-назад. Вер-

шина полученного треугольника на пластинке и является крайне задним положением нижней челюсти по отношению к верхней, что не всегда совпадает с центральной окклюзией. Далее поверх записи укрепляют прозрачную перфорированную пластинку, в одно из отверстий которой должен попасть штифт. Обычно это происходит на 0,5— 1 мм кпереди от вершины треугольника.

Рис. 7.22. Получение функционально-присасывающегося lyOOAR

SR-IVOSEAL

оттиска.



После неоднократной проверки смыкания в правильном положении челюстей ложки-базисы соединяют между собой жидким гипсом и передают в зуботехническую лабораторию.

Для обеспечения правильного пространственного расположения моделей верхней и нижней челюстей в пространстве артикулятора применяется лицевая дуга. В зависимости от вида артикулятора дуги могут быть различными (см. рис. 7.24). Дуга монтируется на лице, укрепляясь в области переносицы, наружных слуховых проходов и в области крыла носа. Кроме того, от дуги отходит перфорированная пластина, которая покрывается каким-либо силиконовым или термопластичным материалом и вводится в полость рта для получения оттиска с верхней челюсти или отпечатка прикусного воскового валика. Затем лицевая дуга вместе с оттиском верхней челюсти при помощи специального устройства монтируется в артикулятор.

После правильной заливки моделей в пространстве артикулятора приступают к постановке зубов. Применяют 3 типа зубов IVOCRIL (см. рис. 7.25). Кроме того, в Германии выпускают зубы улучшенного качества, которые называются ORTOTIP-VIVADENT. Зубы с маркировкой N, у которых угол наклона бугра к горизонтальной плоскости равен 20° , применяются при ортогнатическом прикусе. Зубы с маркировкой T — угол наклона бугра равен 60° — применяются при прогнати. Зубы с маркировкой K — с углом наклона бугра 5° — применяются при прогении.

Кроме наклона бугров, у данных типов зубов разные углы наклона тыльной поверхности зуба, которая касается базиса протеза. Наряду с этим для постановки в боковых участках на нижней челюсти применяются зубы ортотип-квадро, которые соединены между собой по четыре — для левой и правой сторон челюсти (см. рис. 7.26).

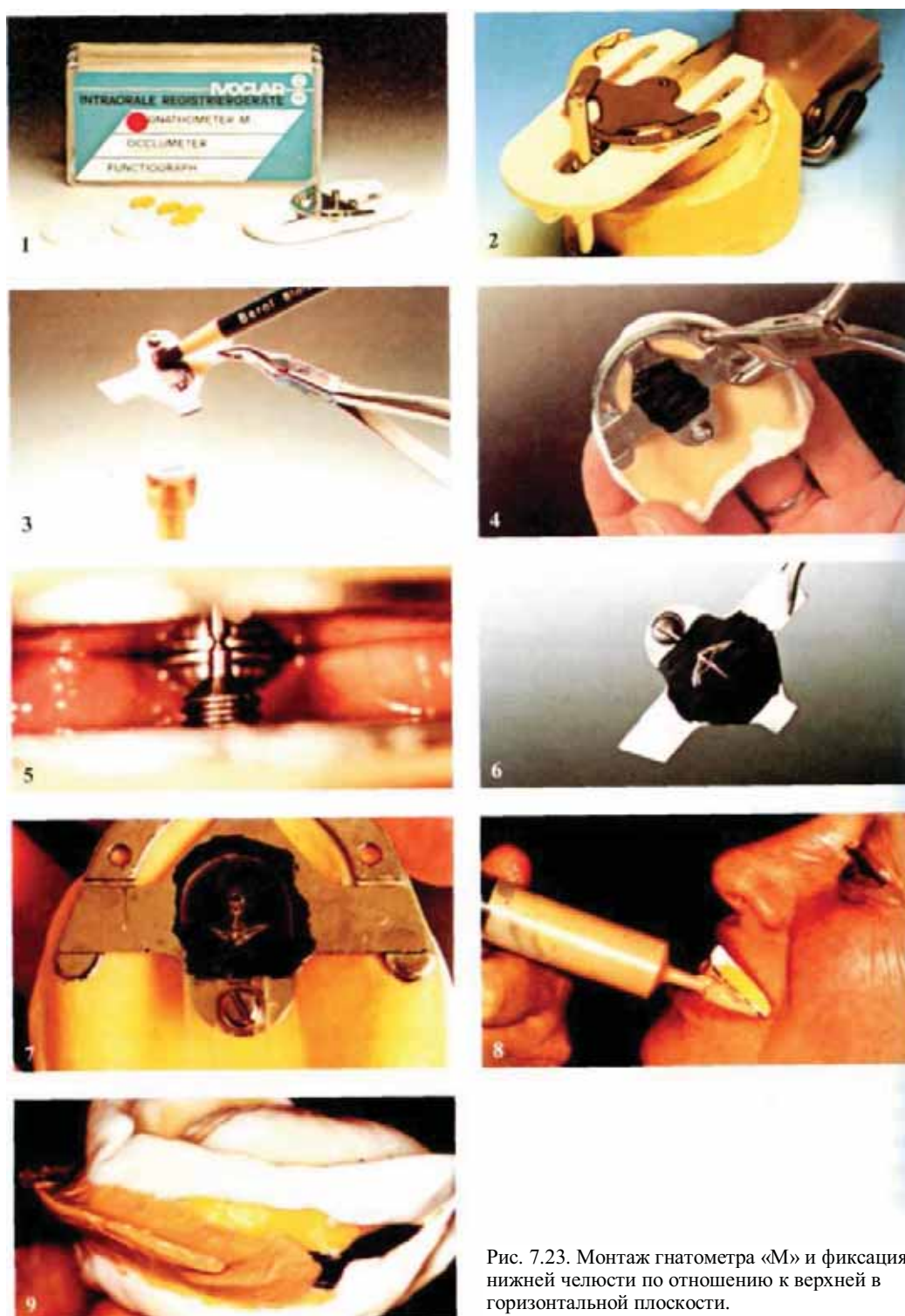


Рис. 7.23. Монтаж гнатометра «М» и фиксация нижней челюсти по отношению к верхней в горизонтальной плоскости.

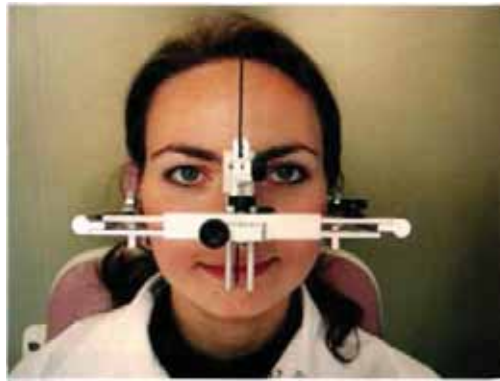


Рис. 7.24. Монтаж лицевой дуги.

Постановка зубов начинается с верхних центральных резцов, ориентируясь на резцовый сосочек. По горизонтали от середины сосочка до режущего края должно быть около 10 мм. Центральные резцы должны быть длиннее на 2 мм резцовой точки нижней челюсти.

Затем устанавливаются клыки, ориентируясь на большую небную складку, отступая от последней на 2 мм. Последними из фронтальной группы устанавливаются малые резцы. Если получились треугольники или нет места для установки 2J2 зубов, смешают в одну или другую сторону клыки. Иногда меняют гарнитуру зубов на больший или меньший.

После постановки фронтальной группы зубов, как правило, проверяют постановку на больном: не нужно ли подать зубы вперед или назад, вверх или вниз. Иногда производят перепостановку.

Затем устанавливают клыки нижней челюсти, которые хорошо монтируются между малыми резцами и клыками верхней челюсти. К верхней раме артикулятора монтируется калота и по ней выставляются нижние боковые зубы, ориентируясь на треугольник Паунда и калоту. Радиус калоты равен 13,5 см. Этот радиус, как указывают авторы, равен радиусам сагиттальной кривой Шпее и трансверзальной Уилсона по средним показателям естественного прикуса.

Внутренняя поверхность треугольника Паунда проходит по линии — от медиальной поверхности клыка к язычной поверхности ретромолярного треугольника. По этой линии должны находиться внутренние стороны боковых зубов нижней челюсти. Это пространство также называется межмышечным, т.е. пространство между щекой и языком (см. рис. 7.27).

По отношению к калоте боковые зубы нижней челюсти должны стоять следующим образом. Первый премоляр касается калоты вестибулярным бугром, второй премоляр — обеими буграми, первый моляр — всеми буграми за исключением заднего язычного, второй моляр — так же, как и первый (см. рис. 7.28). Затем калота демонтируется и по нижним боковым зубам ставятся верхние боковые и последними — нижние фронтальные.

После проверки постановки на пациенте приступают к моделировке восковых базисов, по желанию больного производят косметическую постановку фронтальной группы зубов, а затем гипсуют в специальные кюветы.

В связи с тем, что пластмасса на последнем этапе полимеризации дает усадку до 7,5%, эта система предусматривает литьевой способ паковки под постоянным давлением 6 бар. Процесс по-

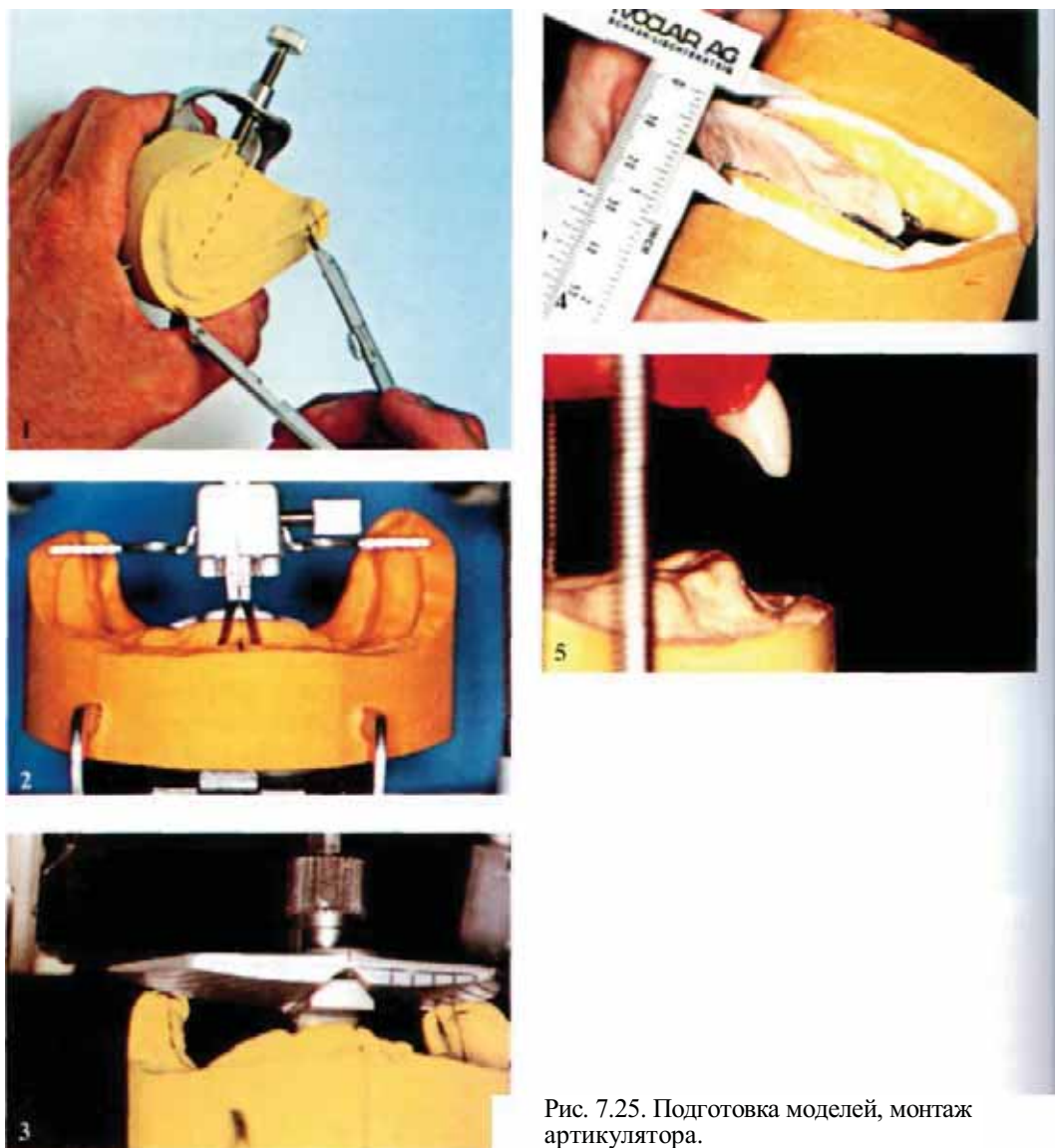


Рис. 7.25. Подготовка моделей, монтаж артикулятора.

лимеризации протекает таким образом, что пластмасса начинает полимеризовываться сначала в области фронтальных зубов, в то время как в тыльной части протеза производится нагнетание пластмассового теста (см. рис. 7.29). Данная методика позволяет производить притирку (пришлифовку) зубов после предварительной записи движений нижней челюсти. Притирку можно

производить как на восковых базисах, так и на готовых протезах.

Если собираются шлифовать зубы на восковых шаблонах, то постановку зубов производят на специальном твердом воске. Для проведения этой манипуляции необходимо осуществить запись движений нижней челюсти у пациента.

Сдвиг вправо фиксируется специальным воском синего цвета, сдвиг влево -

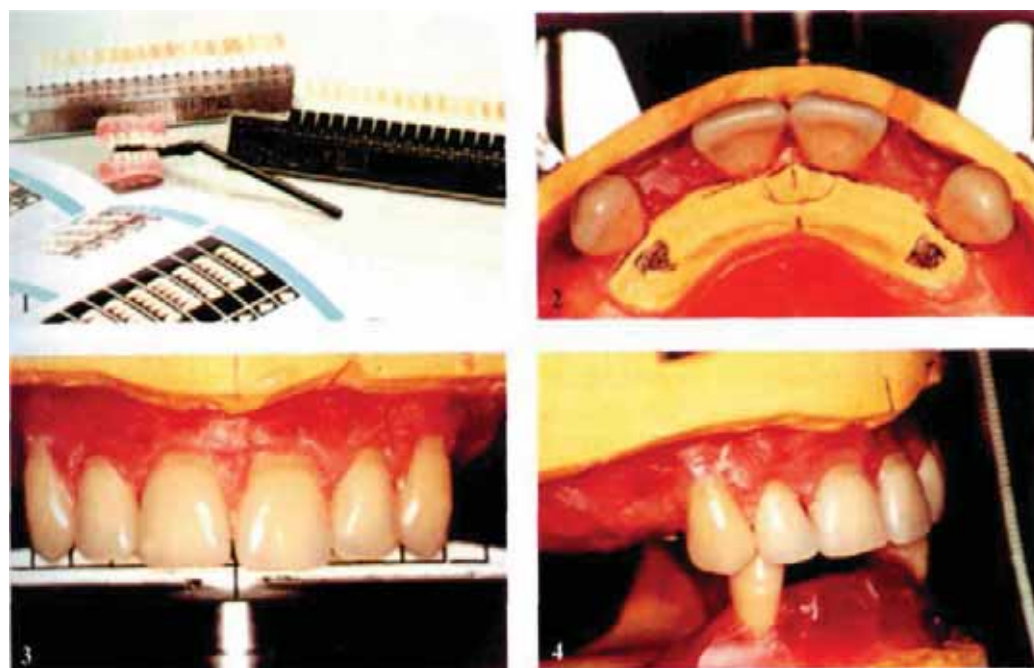


Рис. 7.26. Постановка зубов.

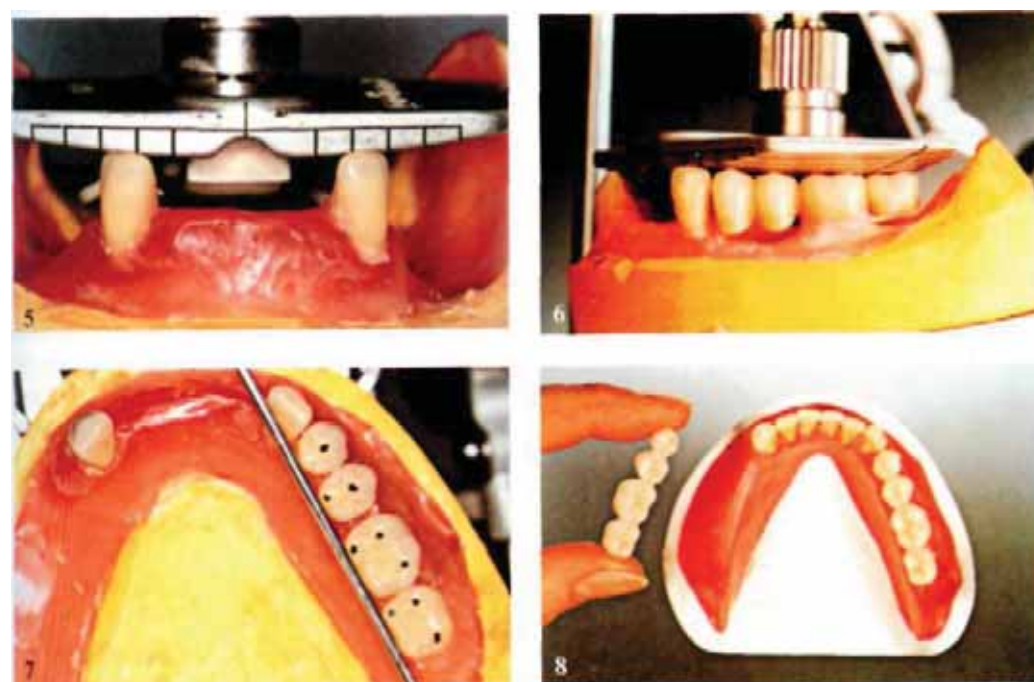


Рис. 7.27. Межмышечное пространство (треугольник Паунда).

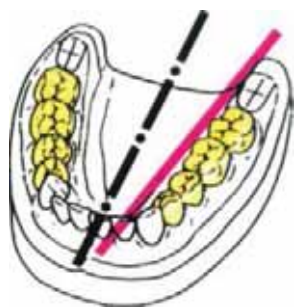


Рис. 7.28. Постановка зубов на нижней челюсти.



Рис. 7.29. Аппарат для полимеризации пластмассы.



Рис. 7.30. Пришлифовка искусственных



Рис. 7.31. Готовые протезы.

зеленого цвета, сдвиг вперед — черного цвета. Притирку можно производить при помощи толстой копировальной бумаги (рис. 7.30).

При сошлифовке контактных точек нельзя трогать вершины верхних небных и нижних щечных бугров. Сошлифовывают только скаты бугров, чтобы не снизить высоту прикуса.

Протезы, изготовленные по данной методике, как правило, отличаются от обычных, и больные отмечают значительный комфорт при пользовании ими (рис. 7.31).

7.7. КЛИНИКА ПРОТЕЗИРОВАНИЯ ПО ЛАУРИТЦЕНУ

Доктор Лауритцен из Дании, всю жизнь проработавший в Америке, в последние годы разработал следующую методику протезирования при полной утрате зубов. Сначала проводят тщательное

обследование пациента (сустав, мышцы, ортопантограмма). Если имеются старые протезы, иногда осуществляют ремонт их и не изготавливают новые. Затем по анатомическому оттиску делают модель и индивидуальную ложку. Получают функциональный оттиск, из которого по модели изготавливают еще одну ложку, получают окончательный функциональный оттиск и отливают мастер-модель из самого твердого гипса. Оттиски оформляются пассивным способом — врач руками массирует щеки и губы. Нам кажется, что такая методика получения оттисков не способствует хорошей фиксации протезов.

На модели нижней челюсти из воска моделируется базис, а затем отливается из золота. На протез уходит около 30 г золота. Изготовление золотого базиса объясняется тем, что золото лучше передает микрорельеф слизистой оболочки протезного ложа (рис. 7.32). Затем на нижнюю ложку-базис монтируется штифт, равный высоте будущих протезов и прикусные валики. Высота прикуса определяется не по физиологическому покою, а по произношению различных звуков. Австрийский стоматолог Славичек доказал, что высота физиологического покоя в течение жизни меняется. Фиксируется центральное соотношение челюстей надавливанием ладони

на подбородок пациента, подавая нижнюю челюсть назад.

По нашему мнению, эта методика недопустима. Ее можно применять в крайних случаях, когда реакция пациента неадекватна происходящему.

Постановка делается косметическая с применением фарфоровых зубов Гербера. Зубы ставят в клинике при пациенте, начиная с верхних центральных, проверяя произношение фонемы «ф». Верхние зубы у мужчин выступают из-под губы на 2—2,5 мм, а у женщин на 3—3,5 мм. У стариков часто видны только нижние зубы.

Вторые жевательные зубы обычно не ставятся, так как они часто находятся на линии, которая начинает подъем. Это доказал профессор Кордас из Грейсвальда. Нижний первый моляр ставится в жевательном центре (наиболее углубленное место на альвеолярном отростке нижней челюсти). Нижние фронтальные зубы ставятся под углом 90° к оси — резцовая точка-сустав. Для глянцеваания базиса протеза применяют лак «альмо-раль». Притирку под копирку производят на следующий день и через 2 нед.

Задний клапан по линии «А» замыкают массой Керра уже на готовом протезе, а затем меняют на пластмассу. Место для торуса выбирают также на готовом протезе, предварительно очертив маркером на слизистой оболочке его контуры и пе-



Рис. 7.32. Протез с золотым базисом на нижнюю челюсть по Лауритцену.

реведя на протез. На ночь пациентам рекомендуют нижний протез снимать, чтобы при глотательных движениях зубы не смыкались.

По данным автора, протезы, изготовленные по данной методике, не вызывают атрофии костной основы челюстей и пользоваться ими можно более 10 лет. По нашему мнению, многие положения, выдвигаемые автором, вызывают большие сомнения.

7.8. КОНСТРУИРОВАНИЕ БАЗИСОВ ПРОТЕЗОВ ДЛЯ НОРМАЛИЗАЦИИ РЕЧЕВОЙ ФУНКЦИИ

Четкость произношения, членораздельность и свобода речевого акта играют исключительно важную роль и являются непременным условием эффективного протезирования. Многие стоматологи указывают на зависимость четкости речи от наличия зубов и состояния зубо-челюстной системы. Однако физиология органов полости рта как органов речевой артикуляции в ортопедической стоматологии изучена крайне недостаточно, что затрудняет возможность научно обоснованного ортопедического лечения больных, у которых нарушена речь вследствие потери зубов. Ортопедическая стоматология обладает широкими возможностями для восстановления целостности зубных рядов. Однако, как показывает опыт, стоматологи-ортопеды мало знакомы с физиологией речи, поэтому при протезировании весьма часты случаи ее неполноценного восстановления. Повышение эффективности ортопедического лечения в плане восстановления речи возможно лишь при условии, если конструирование протезов будет основано на всесторонних знаниях закономерностей артикуляции речи.

Поскольку акт речи весьма сложен и правильное произношение и словообразование в связи с протезированием зависят не только от того, как поставлены

искусственные зубы, но и от формы оральной и вестибулярной поверхностей базиса протеза, межальвеолярной высоты, уровня расположения окклюзионной поверхности и т.д., значение каждого из них можно рассматривать лишь в совокупности с другими факторами.

Вопросами восстановления речи занимались В.А.Богородицкий (1930), Л.В.Щерба (1931), Е.Д.Бондаренко (1958), К.В.Рутковский (1970), З.В.Лудилина (1974), Devin (1958), Swenson (1959), H.Fretz (1960), G.Lieb (1962) и др. С целью изучения речи применяются различные методы исследования: акустические, графические, спектрографические, соматические, аудиторские и др. Наиболее простым методом экспериментальной фонетики, приемлемым при протезировании, является метод палатографирования. Палатография — это запись отпечатков контактов языка с небом при произнесении определенных звуков. С этой целью из аэрофотопленки или целлулоидной пластинки штампуют базисную пластинку, которая покрывала бы все твердое небо. Покрытую красящим веществом пластинку вводят в полость рта и предлагают больному произносить определенные звуки — фонемы. При этом язык касается различных участков неба, оставляя на нем след. После этого пластинку извлекают из полости рта, стеклографом очерчивают контуры палатограмм, которые путем наложения сопоставляют со схемами артикуляции у дикторов с нормальной речью, описанными в литературе В.А.Богородицким (1930) и Л.Г.Скалозу-бом (1963). З.Ф.Василевская (1971) на основании палатограмм и прослушивания произношения звуков «т», «д», «н» производила «правку протезов» на восковых базисах и вывела средние палатограммы зон артикуляции согласных звуков. Следует, однако, признать, что сама нормативность палатограмм весьма условна, так как нет точных критериев со-

ответствия нормативности палатограммы и акустического эффекта при фонации: сколько людей — столько и палатограмм. Даже палатограммы одного звука у одного и того же человека могут различаться в зависимости от интенсивности артикуляции, эмоциональной настроенности, толщины базиса, фиксации протеза и т.д.

Таким образом, палатографирование, хотя и объективный, но все же вспомогательный метод оценки и контроля фонетической эффективности протезов, который в последние годы почти не применяют. В связи с этим представляют интерес специальные фонетические пробы, с помощью которых можно уточнить постановку искусственных зубных рядов.

Weir (1958) отмечает, что дефект в произнесении звуков «б», «п», «м» указывает на завышение вертикальных размеров передних верхних зубов и их чрезмерное выдвижение вперед. Неразличимые звуки «ф» и «в» свидетельствуют о том, что передние верхние зубы слишком коротки или нижние высокие и излишне выдвинуты вперед.

К.В.Рутковский (1970) рекомендует края протеза формировать с использованием речевого акта. У обследуемых на 1,5—2 мм укорачивают край протеза. После уточнения его размягченным восковым валиком толщиной 2—3 мм больному предлагали произносить речевые звуки в определенной последовательности. Для удобства наблюдения края протезов условно делили на 6 зон. Размягченный восковой валик укрепляли на протезе горячим шпателем по зонам в порядке их расположения. Исследовали все гласные и согласные звуки русской речи. Таким путем были получены схемы формирующего воздействия артикуляции отдельных фонем на отдельные зоны края протеза.

Правильное построение базиса протеза — одна из основных проблем фонети-

ческого аспекта протезирования. Так, А.Э.Рофе (1961) указывает, что базис верхнего протеза должен быть как можно тоньше. Небную часть верхнего пластиночного протеза он рекомендует делать толщиной 0,6 мм (толщина бюгельного воска), указывая, что это не отражается на прочности протеза.

К.Нааке(1958), E.Pound (1962), P.Klein (1965) считают, что не только толщина, но и рельеф небной пластинки могут играть важную роль в обеспечении четкости произнесения звуков, поэтому на язычную поверхность небной пластинки они рекомендуют переносить поперечные небные складки, сосочек и т.д.

Касаясь деталей моделирования искусственного неба, R.Devin (1960) указывал, что наибольшего внимания заслуживает его передний участок, поскольку до 90% быстрых артикуляционных движений языка концентрируется в этой зоне.

При изготовлении пластиночных протезов значительно чаще других происходит нарушение произнесения звуков «с» и «з». Фонемы «с» и «з» являются основными фонетическими пробами, в соответствии с которыми уточняют постановку передних зубов. Н.В.Калинина (1979) указывает, что щелевые переднеязычные твердые звуки «с» и «з» произносятся следующим образом: кончик языка упирается в нижние зубы, а слегка заворачивающиеся вверх края языка прижимаются к язычной поверхности премоляров и твердому небу таким образом, что посередине между передней частью языка и твердым небом образуется узкая щель в форме желобка.

Воздушная струя, проходя через такую щель, с силой вырывается между передними зубами, образуя резкий шум, напоминающий свист. От степени узости щели зависит четкость, чистота согласных звуков «с» и «з». Если щель сделать несколько шире, то согласный звук «с» получится менее отчетливый, со свистя-

щим шумом. Фонемы «с» и «з» произносятся при поднятом мягком небе, которое закрывает доступ воздуха в носовую полость. Щелевые переднеязычные мягкие звуки «с» и «з» произносятся при дополнительном подъеме средней части языка к твердому небу, причем щель становится несколько шире, вследствие чего мягкие звуки «с» и «з» в индивидуальном произношении имеют (иногда) характер шепелявости.

Данные литературы и результаты собственных наблюдений позволяют считать, что основным условием конструирования искусственных зубных рядов является создание оптимального орального и вестибулярного пространства, поскольку необходима достаточная свобода для сокращения мышц губ, щек и языка. С целью обеспечения нормальной фонации необходимо тщательно определить размеры и форму всех зубов, главным образом передних. Форма зубной дуги определяется взаимоотношением и формой альвеолярных отростков, эстетическими нормами и результатами речевой пробы. В связи с атрофией верхней челюсти и уменьшением альвеолярной дуги в большинстве случаев желательно по возможности расширить зубную дугу. Иногда приходится уменьшать размеры язычной поверхности премоляров и моляров, придавать им на этих участках вогнутый профиль.

Передние зубы верхней челюсти должны повторять контуры естественных зубов: иметь выраженный зубной бугорок, а у шейки — умеренно выраженный десневой валик. Дистальный край небной пластинки должен плотно контактировать с подлежащими тканями и быть достаточно тонким. Необходимо строго следить за тем, чтобы зубные дуги не были сужены, а небная пластинка — утолщена, так как при этом уменьшаются резонаторные способности полости рта, что отрицательно сказывается

на фонации гласных звуков «а», «о», «у», «э», «и» и согласных «р», «л», «с», «з», «ц», «ч». Для произнесения фонем «л», «т», «д», «с», «з» особенно важно оптимальное медиодистальное положение фронтальных зубов, для «ф», «в», кроме того, их вертикальное взаиморасположение. Объем и рельеф ретраинцизивного участка функционально важны для произнесения всех согласных звуков. Конструирование протезов с использованием фонетических проб можно отнести к наиболее современному функциональному методу моделирования протезов, так как оно способствует осуществлению принципа индивидуального протезирования.

7.9. МОДЕЛИРОВКА БАЗИСА ПРОТЕЗА

После проверки конструкции протеза в клинике восковые композиции протезов поступают в зуботехническую лабораторию для окончательного моделирования восковых базисов и замены их на пластмассовые.

Посмотрев на разрез челюстно-лицевой области по фронтальной плоскости в области первых моляров, нужно обратить внимание на пространства в полости рта, где обычно располагаются зубные протезы. Альвеолярные отростки верхней и нижней челюстей на разрезе имеют V-образную форму и обращены друг к другу острыми краями. Слизистая оболочка щек и языка в значительной мере повторяет конфигурацию скатов альвеолярных отростков, но, судя по рисунку, неплотно прилегает к ним. В области свода преддверия, а также дна полости рта между альвеолярными отростками и слизистой оболочкой щек и языка имеется щелевидное пространство.

Язык выходит на вершины альвеолярных отростков и почти соприкасается со слизистой оболочкой щек. Он является мощным мышечным органом, принимающим активное участие в актах жевания,

глотания и образования речи, поэтому конструирование искусственных зубных рядов и базисов протезов необходимо проводить в соответствии с функциональными особенностями движений и формы языка. Зубная дуга ни в коем случае не должна быть зауженной, а базис нижнего протеза необходимо смоделировать таким образом, чтобы он имел вогнутую поверхность и с язычной, и со щечной стороны, как показано на рисунке 7.33. При таком моделировании базиса нижнего протеза язык с одной стороны, а щека с другой как бы укладываются на базис протеза и хороший контакт со слизистой оболочкой в значительной мере будет препятствовать проникновению воздуха под протезный базис, в результате чего функциональное присасывание последнего улучшается.

Конструирование съемных пластинчатых протезов в соответствии с правилом расположения зубных дуг и оптимально смоделированного протеза в пределах нейтральной мышечной зоны призвано наиболее полно удовлетворить все требования, предъявляемые к протезам.

В 1923 г. Fry ввел термин «зона мышечного равновесия», который обозначает пространство между мышцами губ и щек с одной стороны и языком с другой. Согласно принципу конструирования протезов зубы и базис протеза должны быть расположены в пределах этой зоны. В исследованиях А.П.Воронова (1963) было установлено, что после потери зубов пространства преддверия и полости рта имеют характерную форму — две сферические поверхности, обращенные выпуклостями друг к другу. Если формы вестибулярной и оральной поверхностей базисов протезов на верхнюю и особенно нижнюю челюсть будут соответствовать естественным формам этих пространств, то в этих случаях протез будет как бы целиком заполнять это



Рис. 7.33. Форма базисов протезов.

пространство, а мягкие ткани — замыкать клапан.

Края протезов необходимо моделировать объемными. Степень объемности определяется шириной углубления на модели, полученной по оттиску. Зубы должны быть полностью освобождены от воска и касаться базиса только предназначенными для этого площадками. Небная часть верхнего пластинчатого протеза должна быть тонкой, не толще 1 мм. На прочности протеза это не отражается. На оральной стороне верхнего протеза можно смоделировать поперечные небные валики. С этой целью могут быть применены четыре способа:

- 1) с помощью имеющегося у техника стандартного гипсового или пластмассового контрштампа отжимают оральную поверхность воскового базиса;

- 2) после постановки зубов вырезают небную поверхность воскового базиса и гипсом или силиконом (плотная масса) получают оттиск этой поверхности модели, укладывают размягченную пластинку воска, соединяют ее края с остальной восковой композицией, а сверху отжимают полученным контрштампом;

- 3) паковка прямым способом при помощи кюветы Харченко;



Рис. 7.34. Эластичная базисная пластмасса от экватора бугра до переходной складки.

4) применяя специальные восковые заготовки небной поверхности, на которых уже имеются поперечные небные валики.

Поданным некоторых ученых, пациенты при наличии небных валиков лучше ощущают вкус пищи, особенно сладкой.

В тех случаях, когда на челюстях имеются экзостозы, острые костные выступы, на модели они изолируются по типу торуса. Кроме того, в области экзостоза техник должен моделировать базис толстым, чтобы в дальнейшем можно было производить коррекцию. Если больной ощущает губой этот бугорок, после проведенных коррекций врач может его шлифовать и заполировать сам.

При наличии сильно выраженных бугров верхней челюсти техник с одной стороны моделирует край протеза по обычной методике, а с другой — только до экватора бугра, пользуясь при этом параллеломером. В тех лабораториях, где имеются мягкие подкладки, протез до экватора бугров делается из базисной пластмассы, а дальше из эластичной от экватора бугра до переходной складки (рис. 7.34).

В связи с тем, что слизистая оболочка полости рта не имеет такой гладкой поверхности, как полированные базисы протезов, некоторые больные ощущают

дискомфорт при пользовании ими. Для того чтобы поверхность базисов больше соответствовала слизистой оболочке в этом отношении, необходимо слегка разогреть восковой базис пламенем паяльно-плавильного аппарата и обработать его поролоном, смоченным в бензине. В результате такой обработки на базисе протеза появляются углубления и неровности, имитирующие естественную слизистую оболочку.

Кроме того, после моделировки восковых базисов берут тонкую лопаточку (2—3 мм в диаметре) и соскабливают воск с вестибулярной поверхности протезов, создавая шероховатость. Эту шероховатость можно создавать и уже на готовых протезах, точно так же действуя, но уже не лопаткой, а тонкой фрезой с закругленным концом.

Базисы пластиночных съемных протезов закрывают значительную часть слизистой оболочки полости рта, в результате чего уменьшается рецепторное поле. В итоге слизистая оболочка, покрытая базисами протезов, полностью лишается необходимых внешних раздражений, вследствие чего при пользовании протезами нарушаются вкусовые и температурные ощущения. В последующем эти указанные нарушения частично устраняются благодаря коррелятивной деятель-



Рис. 7.35. Металлическая сетка для базиса на верхнюю челюсть.

ности рецепторов, не закрытых базисом протеза.

Восприятие холодного и горячего может быть в значительной степени сохранено, если базис протеза изготовлен из материала, обладающего хорошей теплопроводностью. К таким материалам относятся сплавы благородных и неблагородных металлов.

В тех случаях, когда альвеолярный отросток на верхней челюсти выступает вперед, и еще имеются хорошо выраженные бугры верхней челюсти, т.е. хорошие анатомические условия для фиксации верхнего протеза, и не нужно создавать функционального присасывания, можно применять металлические сетки (рис. 7.35). Сетки состоят из сталистого металла белого и желтого цвета. Толщина прутка сетки 0,3—0,4 мм. Задний край ее (в области линии «А») завальцован тонкой пластиночкой, чтобы не уколоть корень языка.

Сетка плотно обжимается по модели, и протез изготавливается обычным способом. При пользовании протезом с небом-сеткой она погружается (особенно при гипертрофированной или податливой слизистой оболочке) в слизистую оболочку и пациент ее почти не чувствует, зато хорошо различает вкусовые и температурные ощущения.

Металлические базисы (рис. 7.36) применяют и в тех случаях, когда у боль-

ных происходят частые поломки пластинчатого протеза на верхней челюсти. Это наблюдается в тех случаях, когда на нижней челюсти сохранились естественные зубы. Применение металлических базисов иногда показано при мощных жевательных мышцах, бруксизме, а также при аллергических реакциях, возникающих в ответ на применение базиса из пластмассы.

Базисы из металла изготавливают методом литья обычно из кобальтохромового сплава. Базисы, изготовленные методом штамповки, неточны, поэтому в настоящее время эту методику не применяют. С помощью литья можно изготавливать базисы как на верхнюю, так и на нижнюю челюсти, покрывающие слизистую оболочку челю-



Рис. 7.36. Металлический базис на верхнюю челюсть.

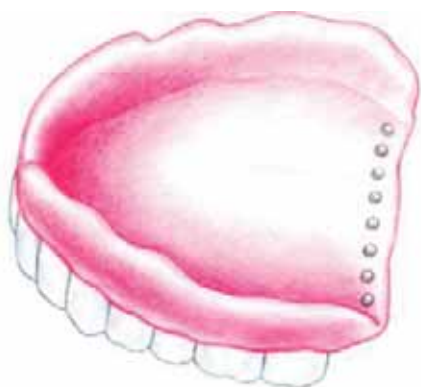


Рис. 7.37. Протез с шариками по линии «А».

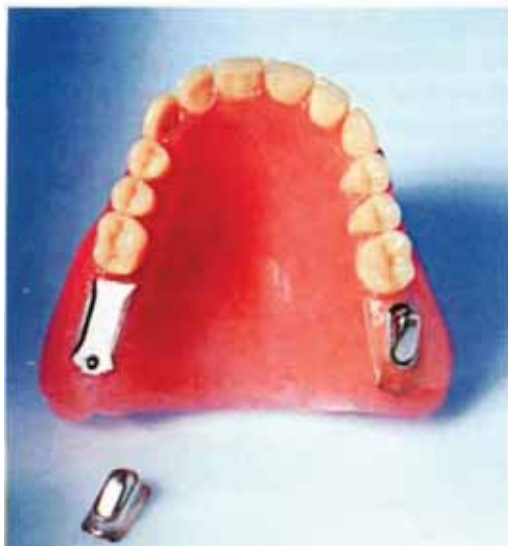


Рис. 7.38. Протезы с пружинами для улучшения фиксации.

стей как с небной, так и с вестибулярной стороны.

В настоящее время применяют метод изготовления комбинированного базиса протеза, в котором небная часть сделана из металла, а вестибулярная — из пластмассы. Методика изготовления заключается в следующем: модель из высокопрочного гипса получают обычным способом. На модели очерчивают границы будущего базиса, которые с вестибулярной стороны перекрывают на 2—3 мм центр альвеолярного отростка и не доходят до линий «А» на 3—4 мм. Необходимо помнить, что металлический базис протеза нижней челюсти не должен доходить до обычной границы протеза на 3—4 мм на всем протяжении. После нанесения чертежа производят дублирование, т.е. получение модели из огнеупорной массы. Затем моделируют базис. С этой целью размягчают пластинку бюгельного воска толщиной 0,3 мм пламенем горелки и обжимают на огнеупорной модели. Удалив излишки воска (по отмеченным границам), создают захваты по периферическому краю в виде ласточкиного хвоста и слегка отгибают их от модели.

Дополнительно над вершиной альвеолярного отростка, отступая от центра 1—2 мм в сторону языка или неба, моделируют на всем протяжении восковую полоску в виде петель. Эти петли в дальнейшем будут способствовать укреплению пластмассы. Для того чтобы создать плавный переход пластмассы к металлу, в воске моделируют углубление по типу ограничителя базиса бюгельных протезов. Затем устанавливают литникообразующие штифты и в специальной кювете заформовывают модель с восковой заготовкой огнеупорной массой. После отливки базиса из кобальтохромового сплава и удаления литников его отделяют, шлифуют и полируют. Подготовленную таким образом металлическую небную пластинку устанавливают на

гипсовую модель и приступают к моделированию вестибулярного края протеза и расстановке зубов.

После проверки конструкции протеза в полости рта с целью усиления заднего клапана по линии «А» укладывают размягченную полоску воска и базис протеза с усилием прижимают к заднему краю твердого неба. В дальнейшем эту восковую пластинку заменяют на пластмассовую, которая войдет в имеющиеся на этом участке отверстия и будет хорошо фиксироваться. С целью предотвращения смещения металлического базиса в момент прессовки пластмассы его предварительно приклеивают к модели клеем.

Для усиленного замыкания клапана по линии «А» в Австралии применяют вмонтированные в протез в этой области шарики диаметром 1,5 мм, которые погружаются в податливую слизистую оболочку (рис. 7.37). Во Франции для этих целей на верхней челюсти за бугром монтируется пружина, которая упирается в протез на нижней челюсти в области ретромолярного пространства (рис. 7.38). На наш взгляд, представленные приспособления не приносят желаемых результатов.

7.10. ПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПРИ АНОМАЛИЯХ ЧЕЛЮСТЕЙ И ИХ ПОЛОЖЕНИЯ

Известные трудности представляет протезирование больных с акромегалией. У таких пациентов альвеолярные отростки как на верхней, так и на нижней челюстях, имеют грушевидную форму (с поднутрениями). Кроме этого, у них сильно выражены бугры на верхней челюсти, около которых на твердом небе имеются глубокие складки. Довольно часто эти бугры упираются в альвеолярный отросток на нижней челюсти.

Изготавливая таким больным протезы, повышают межальвеолярную высоту на высоту физиологического

покоя (2—3 мм), кроме того, нижний протез заканчивается на уровне 6/6 зубов без продолжения базиса (рис. 7.39). Протезы, как на верхней, так и на нижней челюстях, делают с эластичной подкладкой.

При незначительном расстоянии между альвеолярными отростками также приходится увеличивать межальвеолярное расстояние на высоту физиологического покоя (2—3 мм) и, кроме того, зубы ставят «на приточке», сошлифовывая внутреннюю поверхность верхних искусственных зубов.

При диспропорции челюстей некоторые немецкие авторы рекомендуют производить постановку искусственных зубных рядов с учетом атрофии верхней челюсти, т.е. расширяя зубной ряд.

Однако при такой постановке зубы будут стоять не по межальвеолярным линиям и результирующая сил жевательного



Рис. 7.39. Протезы при акромегалии.



Рис. 7.40. Постановка зубов «на приточке» с рукообразными отростками.

давления будет направлена в зону временной опоры, что будет отрицательно сказываться на стабильности верхнего протеза.

При резко выраженном альвеолярном отростке во фронтальном участке на верхней челюсти базис протеза создает неудобства для верхней губы, выдвигая

ее вперед, зубы также ставят на «приточке» и вместо сплошного базиса создают так называемые рукообразные отростки (см. рис. 7.40). Эту методику можно применять также в тех случаях, когда базис протеза мешает привычному положению мундштука при игре на духовых инструментах.

ГЛАВА 8. ЭСТЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПОЛНЫХ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ

В широком смысле эстетика является феноменом интеллекта. Когда используются слова «эстетичный» или «неэстетичный», это вызывает эмоции, которые ассоциируются с тем, что является приятным или неприятным. Зрительное восприятие служит предпосылкой для эстетической привлекательности точно так же, как визуальный осмотр является общепринятым при обычном медицинском обследовании. И если интерпретация медицинских анализов возможна благодаря наличию научных знаний, то постижение эстетических принципов должно допускать логическую оценку основных принципов красоты.

Медицинской эстетикой называют дисциплину, изучающую законы архитектурной красоты человеческого тела и методы их практической реализации.

Для того чтобы совокупность элементов была признана эстетичной, ей необходимо удовлетворять некоторым принципам, в числе которых понятия композиции, сил сцепления и разъединения, симметрии, пропорции, доминирования и др.

Композицией называется отношение между различными объектами, видимое через контрасты. В рамках нашего вопроса используется следующая терминология: *стоматологическая композиция*, *стомато-лицевая композиция* и *лицевая композиция* (рис. 8.1).

Силами сцепления являются элементы, расположенные в соответствии с каким-либо принципом и имеющие тенденцию к объединению композиции (см. рис. 8.2).

Силы разделения противоположны силам сцепления. Они обеспечивают раз-

Рис. 8.1. Стоматологическая, стомато-лицевая и лицевая композиции.





Рис. 8.2. Силы сцепления.

нообразность в единстве, которое необходимо для эффективности общего вида.

Таким образом, в стоматологической лицевой композиции гармония зависит от равновесия, создаваемого силами сцепления и разделения (рис. 8.3).

Следующее среди этих требований — наличие *симметрии*, или гармонического расположения нескольких элементов по отношению друг к другу. В самом строгом смысле симметрия фигуры или тела — это способность демонстрировать зеркальное отображение по обе стороны центральной оси. Считается, что если композиция симметрична, то ей присуща гармония и визуальный баланс. Однако наличие гармонии и визуального баланса не во всех случаях связано с наличием симметрии (рис. 8.4).

В отличие от строгой, статической симметрии, динамическая симметрия — это такое условие, при котором противоположны две очень похожие, но не идентичные половины. Такие небольшие отклонения от идеальной симметрии обычно дают более живой, натуральный эффект. По этой причине часто наиболее приятной кажется несколько неровная, несимметричная, а не идеальная симметрия. Тот факт, что для человеческого тела характерна скорее динамическая, нежели статическая симметрия, имеет непосредственное значение для стоматологии, и его необходимо принимать во внимание при создании любых стоматологических реставраций.

Современные исследования показали, что большая часть людей в действитель-



Рис. 8.3. Силы разделения.



Рис. 8.4. Симметрия.

ности предпочитает асимметричное лицо симметричному. Другими словами, в разумных пределах, самое привлекательное лицо — это лицо с небольшими диспропорциями (рис. 8.5).

Тесно связано с понятием гармонии понятие пропорции, в данном контексте определяемое как правильность или равномерность. Исторически эффект гармонии возникает при наличии определенных пропорций. Один из примеров этого — широко известное «золотое сечение» пифагорейцев. Согласно ему, отношение более короткой части (0,618) к более длинной (1,0) должно быть таким же, как отношение более длинной части к целому. Такая пропорция, близкая к отношению 5:8, считается обладающей выраженным эстетическим эффектом.

Этот принцип применялся к оценке человеческой внешности многими исследователями в течение многих веков. Для стоматологии это важно потому, что в положении «анфас» соотношение видимой ширины двух центральных резцов челюсти к ширине боковых резцов соответствует пифагорейскому сечению. Более того, эта же пропорция должна быть применима к соотношению между боковым резцом к клыку и клыка к первому премоляру. «Золотая» пропорция является примером гармонии, при которой силы сцепления и разделения совмещены в равной степени.

Но поскольку эстетическое восприятие сильно зависит от субъективных факторов, золотое сечение никогда не возводили в статус универсального стандарта в искусстве.

При отсутствии возможности или необходимости достичь золотого сечения следует сохранить существующую пропорцию, добиваясь при этом следующего эстетического принципа — **равновесия**.

Равновесие может быть определено как стабильность в результате точной регулировки противоположных сил. Когда



Рис. 8.5. Асимметрическая композиция.

все части разумно подогнаны друг к другу и когда ни один из составных элементов не выходит из пропорции, это предполагает в результате устойчивое равновесие. Наше чувство зрительного восприятия используется для поддержания или приведения к равновесию. Когда позиция объекта на заднем плане воспринимается с некомфортабельным напряжением, равновесие в композиции не достигнуто. Это напряжение возникает как противоположное нашему восприятию повторяющегося соотношения, оно имеет значение и направление, на которые влияют структурные детали поверхности, на которой располагается воспринимаемый причинный элемент. Для устранения напряжения или восстановления баланса существуют две возможности для наблюдателя или стоматолога:

1. Двигать причинный элемент по направлению линии сил, пока визуальное напряжение не будет полностью устранено.
2. Ввести противоположный элемент вдоль той же линии сил, что будет способствовать равновесию.

Таким образом, неуравновешенная композиция выглядит незавершенной,

случайной, временной или преходящей. Напротив, уравновешенная композиция выглядит спокойной, стабильной или постоянной, потому что зрительное напряжение отсутствует. В основном, левое и правое равновесие зубочелюстно-лицевой системы должно рассматриваться в рамках визуальной тяжести по отношению к центральной оси. Объекты, сильно удаленные от центра, оказывают более сильное влияние, чем ближние.

Рот, лицо или голова могут выражать усложненные и трудные области применения сил, которые напрямую зависят от расстояния, на котором наблюдатель фокусируется на анализируемом объекте и обдумывает эстетическое суждение. Вместе с тем фронтальная группа зубов получает эстетическую оценку при анализе стоматологической, стомато-лицевой и лицевой композиций, в каждой из которых она контурирована в большей или меньшей степени.

Стоматологические лицевые композиции выражают ускользающий или бросающийся в глаза вид зубов. Неуравновешенность по некоторым причинам и фронтальной, и горизонтальной плоскостей нарушает естественную область приложения сил, действующих в ротовой полости. В этом случае *доминирование* является первым по необходимости требованием для обеспечения единства, которое, в свою очередь, важно для обеспечения композиции и является важной характеристикой восприятия эстетического эффекта. Оно обеспечивает статичность (монотонность) или динамичность (энергичность) единства.

Цвет, форма и линии являются факторами, которые могут создать доминирование. Доминирование подразумевает наличие сходных последовательных элементов. Чем сильнее последовательный элемент, тем сильнее доминирующий элемент и тем более энергичной будет композиция. Слабое доминирование яв-

ляется силой сцепления, которая приводит к статичному и монотонному единству.

Доминирование является ключевым фактором, обеспечивающим более широкую оценку зубочелюстно-лицевой композиции и определяющим необходимость гармонической интеграции стоматологической композиции (или реставрации) в лицевую структуру, потому что рот из-за своего размера, подвижности и физиологической и психологической важности является доминирующим элементом лица.

Эстетика внешних лицевых признаков

При наблюдении с расстояния стоматологическая композиция не проявляется в деталях, а воспринимается как специфическая стоматологическая форма, имитирующая симметрию горизонтального типа, на которой мозг фиксирует гипотетическую среднюю линию в зависимости от параметров лица.

При изучении лица пациента рекомендуется забрать все волосы назад, чтобы видеть полностью овал лица. При взгляде в фас лицо может быть разделено вертикальной линией на две половины, как показано линией А, которая является центральной линией. Затем нужно опустить вертикальные линии от зрачков глаз к углам рта (линии В). Лицо также может быть разделено горизонтально на три части, как показано линиями С. Нижняя треть лица может быть далее разделена на следующие участки: 1/3 расстояния от основания носа до точки смыкания губ (линия D); 2/3 расстояния от точки смыкания губ до низа подбородка (рис. 8.6).

Эстетическую оценку протезирования полным съемным протезом, конечно же при отсутствии ошибки в определении высоты нижнего отдела лица, возможно производить, в основном начиная с композиции стомато-лицевой.

С расстояния, на котором возможно наблюдение стомато-лицевой композиции, проявляется возрастающая важность параллельности между зрачковой и окклюзионной (соединяющей вершины клыков) линиями.

По мнению многих исследователей, можно рассматривать как константу эстетичности стомато-лицевой композиции параллельность окклюзионной линии — комиссуральной — и переход этой параллельности на композицию лицевую к линиям зрачковой и надбровной.

При условии параллельности комиссуральной и окклюзионной линий в стомато-лицевой композиции возможна оценка симметричного расположения Зевого и правого передних сегментов относительно центральной или средней линии.

Стоматологическая средняя линия

Различают лицевую и стоматологическую средние линии, так как их совпадение не является стопроцентной закономерностью.

Статистические исследования, использующие уздечку губы как ориентир, показали, что верхнечелюстная средняя линия совпадает со средней лицевой линией в 70% случаев и что эстетике не повредит незначительное отклонение от центральной средней линии. Это определенно означает, что средняя линия нижней челюсти не должна расцениваться как ориентир для расположения верхнечелюстной средней линии при постановке зубов фронтальной области.

Несмотря на то что лицевая композиция может производить общее впечатление симметрии, хорошо известно, что между обеими сторонами лица существуют различия, и если совместить два зеркальных отражения одной стороны, то получившееся лицо будет казаться неестественным, так как едва различимые отличия формы, линий и цвета будут уstra-

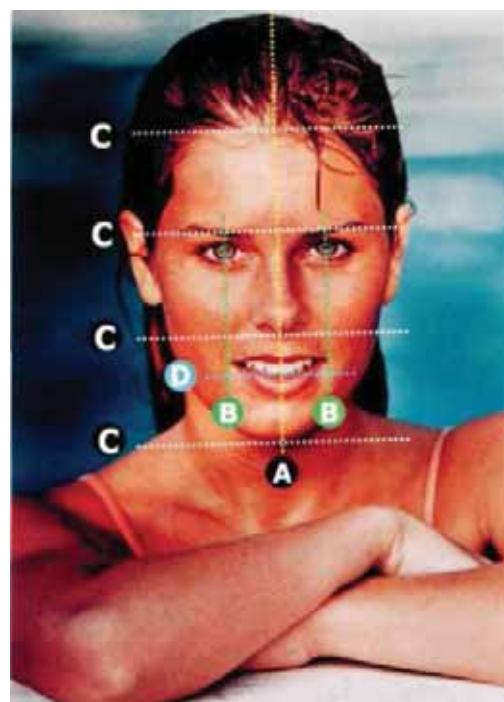


Рис. 8.6. Стомато-лицевая композиция.

нены, а с ними и основные элементы индивидуальной детерминантности, которые чаще всего создает природа. Это подтверждает слова тех, кто считает, что точное расположение средней линии может придать внешности неестественность (см. рис. 8.7).

Использование в качестве анатомических ориентиров резцового сосочка, может способствовать первичной оценке расположения стоматологической средней линии, и наблюдения подтверждают надежность этого первичного расположения. При этом нужно помнить, что обе — лицевая и стоматологическая средняя — линии являются необходимыми осевыми ориентирами, позволяющими осуществить эстетическую оценку через восприятие параметров симметрии и равновесия. Из-за различий, существующих между правой и левой сторонами лица, средняя лицевая линия не может и не должна указывать



Рис. 8.7. Лицевая композиция.

на точное геометрическое деление (рис. 8.8).

При этом нужно помнить, что стоматологическая средняя линия с трудом воспринимается на расстоянии, при котором оценивается только лицевая композиция.

Типы улыбки

Стоматологическая средняя линия лучше всего воспринимается в процессе улыбки. Логически, она должна быть помещена в центр улыбки. Доминирующие силы сцепления, комиссуральная линия, окклюзионная линия и линия зрачков определяют перпендикулярное направление сил разделения, во главе которых стоит стоматологическая средняя линия и стоматологические элементы, относящиеся к ней.

При оценке улыбки и подразделении ее на разные типы предлагается пользо-

ваться критериями, в основе которых лежит принцип соотношения губ, десен и зубов. В отличие от предыдущих, классификация, предложенная в 1999 г. Э.Филипсом, наиболее полно отражает суть вопроса, разделяя предварительно массу различных улыбок на три базовых стиля (рис. 8.9).

1. Комиссуральная (уголковая) улыбка. Наиболее часто встречающийся тип, который охватывает примерно 67% населения. В улыбке, обычно вовлекающей арку Купидона, углы рта вначале подняты кнаружи и следуют сокращениям мышц, поднимающих верхнюю губу, чтобы открыть верхние зубы.

2. Улыбка «изломом губ». Представлена у 31% населения. Форма губ обычно визуализируется в виде граней. Этот стиль улыбки идентифицируется доминированием мышц-леваторов верхней губы.

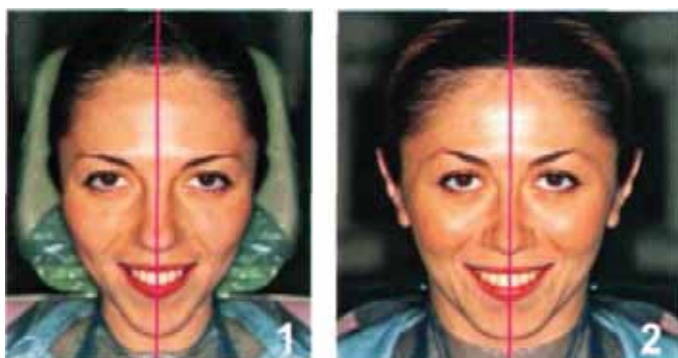


Рис. 8.8. Использование резцового сосочка для нахождения срединной линии лица.



Рис. 8.9. Базовые стили улыбок.

Рис. 8.10. Резцовый эффект.

3. Комплексная улыбка. Присуща лишь 2% населения. Форма губ обычно иллюстрируется как две параллельные красные полосы. Мышцы-леваторы верхней губы и углов рта, также как мышцы, опускающие нижнюю губу, сокращаются одновременно, сразу открывая все верхние и нижние зубы.

Линия губы

Форма нижнего края верхней губы, также называемого линией улыбки, служит ориентиром при определении границ видимости зубов. У разных людей, при разном типе улыбки эта линия существенно различается. В зависимости от высоты нижнего края верхней губы во время разговора и улыбки и того, насколько видны при этом передние зубы и десны верхней челюсти, выделяют три возможных разновидности эстетических ситуаций.

1. Резцовый эффект. Глубокая линия улыбки, видна режущая треть (или половина) верхнечелюстных зубов (рис. 8.10).

2. Цервикальный эффект. Зубы в зубном ряду видны до концов сосочков (рис. 8.11).

3. Десневой эффект. Высокая линия улыбки, поскольку верхняя губа короткая или значительно приподнимается при улыбке, это приводит к чрезмерному обнажению десневой области (рис. 8.12).



Рис. 8.12. Десневой эффект.



Рис. 8.11. Цервикальный эффект.





Рис. 8.13. Наиболее часто встречающийся цервикальный эффект.



Рис. 8.14. Соотношение кривизны верхних резцов к верхнему краю нижней губы.



Рис. 8.15. Симметрия улыбок.

Самым распространенным и эстетически наиболее приемлемым считается второй (цервикальный) эффект, поэтому, при отсутствии конкретных пожеланий со стороны пациента, постановку зубов полного съемного протеза верхней челюсти рекомендуется производить по цервикальному типу улыбки (рис. 8.13).

Линия улыбки

Большинство современных авторов изучают и классифицируют «линию улыбки», т.е. гармоничность сочетания

кривизны режущего края передних зубов верхней челюсти с верхней границей нижней губы. Самая привлекательная улыбка появляется при соотношении 1,00/1,25 (рис. 8.14).

Статистические исследования показали, что степень изгиба режущей линии более выражена у женщин, чем у мужчин. Перевернутая режущая линия или аномальное положение нижней губы, включающее элементы, делающие возможным восприятие данных сил сцепления, в высокой степени влияет на уровень привлекательности улыбки.

Улыбка женского типа обычно характеризуется изгибом режущей линии, совпадающей с изгибом нижней губы. Улыбка мужского типа, наоборот, обычно показывает более прямую режущую линию и вызывает более сильное морфопсихологическое воздействие.

Симметрия улыбки

Симметрия улыбки может оцениваться в рамках стомато-лицевой или лицевой композиции в зависимости от расстояния, на котором производится оценка. В свою очередь, лицевая средняя линия или стоматологическая средняя линия выполняют функцию оси симметрии. При взгляде на стомато-лицевую композицию определяется эстетическая необходимость параллельности между комиссуральной и окклюзионной линиями. С расстояния, на котором возможно наблюдение в основном лицевой композиции, проявляется возрастающая важность параллельности этих линий. Это означает, что в улыбке расположение углов рта должно согласовываться с последовательностью параллельных линий, являющимися силами сцепления и обеспечивающими эстетическую ценность лицевой или стомато-лицевой композиции. Центральная средняя линия, гипотетическая или обусловленная характером элементов, составляющих лицевую

или стомато-лицевую композицию, пересекает эту последовательность параллельных линий, обеспечивая наличие сил разделения. Эстетическая ценность симметрии улыбки основана на подсознательном восприятии этого пересечения (рис. 8.15).

Совершенная улыбка

В соответствии с предыдущими формулировками, если при постановке зубов на базисе полного съемного протеза учтены все эстетические принципы, то на этапе примерки может быть воспроизведена совершенная улыбка, которая характеризуется следующим образом: передние зубы верхней челюсти обнажены на $2/3$ длины, бугры клыков едва дотрагиваются до нижней губы, изгиб режущих краев верхних зубов параллелен внутреннему изгибу нижней губы, видны 6 фронтальных верхних зубов и премоляры (рис. 8.16).

Видимость зубов

Когда зубы становятся видимыми, при полуоткрытом рте или при улыбке, важную роль играет положение фронтальных зубов верхней челюсти. Различия в расстоянии между ними и средней линией влияют на симметрию и визуальный баланс между правой и левой половинами лица. Это же происходит в случае большой разницы между мезио-дистальным и губно-язычным наклонами вертикальных осей зубов к левой и правой сторонам. Например, если наклон оси левого клыка верхней челюсти дистальный, а правого — медиальный, при улыбке образуются две наклонные, возможно, почти параллельные линии. Эти дисгармонирующие линии и являются источником дискомфорта для зрителя (рис. 8.17).

Для ортопеда-стоматолога количество зубов, видимых, когда губы и нижняя челюсть находятся в состоянии покоя (оп-

ределение соотношения режущий край — длина губ), в основном базируется на клиническом опыте или фонетическом значении при допущении, что это соотношение должно автоматически достигаться при правильном положении переднего резца верхней челюсти в вертикальной плоскости.

Исследование, относящееся к видимости зубов из-за губ в зависимости от расовых факторов, показало, что видимость центрального резца верхней челюсти увеличивается от чернокожих людей к монголоидной и европейской расам, а видимость центрального нижнечелюстного резца уменьшается в обратном порядке.

Видимость зубов в соответствии с половым фактором является значительно более важной деталью для женщин, чем для мужчин. Использование при протезировании разных пациентов одних и тех



Рис. 8.16. Совершенная улыбка.



Рис. 8.17. Дискомфортная улыбка.



Рис. 8.18. Разница в видимости зубов у мужчин и женщин.

же значений в этом вопросе является ошибкой, которая возрастает по значимости, если рассматривать параметры длины губы и возраста (рис. 8.18).

Исследования свидетельствуют о значительном уменьшении длины видимых зубов верхней челюсти преимущественно в возрасте между 30 и 40 годами и пропорционально увеличивающейся видимости зубов нижней челюсти.

Видимость резцов верхней челюсти является важным параметром эстетической оценки, потому что это уменьшает

восприятие раннего старения людей в возрасте после 40 лет, когда процент изготовления полных съемных протезов населению по мере приближения к 60 годам начинает прогрессивно возрастать.

В некоторых клинических ситуациях, когда утрата тургора кожей лица зашла далеко и техника тренировки мускулатуры становится нереальной, при постановке зубов во фронтальном отделе их положение специально может быть удлинено на верхней челюсти и укорочено на нижней для достижения эффекта омоложения, но этот подход возможен только в том случае, когда он не вступает в конфликт с функциональными параметрами (длиной резцового пути, углом переднего ската ямки ВНЧС, значительной атрофией фронтальных отделов челюстей). В 60 лет поддержание здорового молодого расположения зубов не обеспечивает эстетичный внешний вид стоматологической лицевой композиции, если тонус мускулатуры лица не поддерживался годами (рис. 8.19).

В старческом возрасте и при отсутствии патологии в полости рта провисание кожи лица может пойти так далеко, что на восстановление эстетичного внешнего вида доступные приемы протезирования и мышечной тренировки значительного влияния не оказывают.

Таким образом, фронтальная группа зубов, в большей степени верхней челю-



Рис. 8.19. Старческое лицо.



Рис. 8.21. Применение решетки золотого сечения для постановки фронтальных зубов.

тво



соотношений, которые могут быть качественно эстетически оценены в соответствии с «золотой» пропорцией по их линейным и двусторонним значениям и по разнообразию геометрических форм. Тем не менее лицевые пропорции могут отличаться у разных людей.

Выравнивание по оси

Направление передних зубов по отношению к центральной вертикальной средней линии было определено наблюдениями стоматологов и изучением множества моделей. В целом общепринято, что верхние передние зубы должны представлять при восприятии анфас режущий наклон, который становится все больше выраженным по направлению от центральных резцов к клыкам (рис. 8.22). Боковые зубы, начиная от первого премоляра до первого или второго моляра, также выражают общий

медиальный наклон. При данной фронтальной проекции центральная вертикальная средняя линия служит опорой для равновесия линий, материализующихся при восприятии наклона зубов. Если мы обратимся к наблюдениям естественного расположения зубов, то заметим широкий диапазон отклонений от стандартного осевого режущего наклона. Небольшие осевые отклонения обычно подчеркивают своеобразие и усиливают индивидуальность, при условии, что достигнуто равновесие или баланс линий вокруг центральной точки опоры. Это правило является примером соотношения между привлекательным эффектом, который эти зубы могут произвести при обнажении во время улыбки, и равновесием или балансом линий наклона зубов. Например, при желании произвести естественную, в то же время эстетическую постановку зубов, дис-

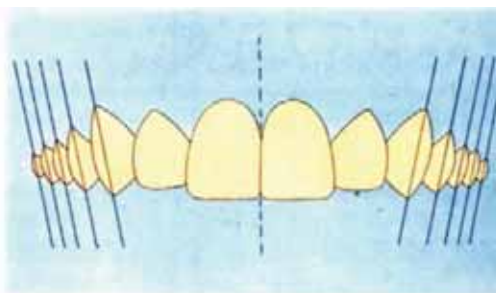
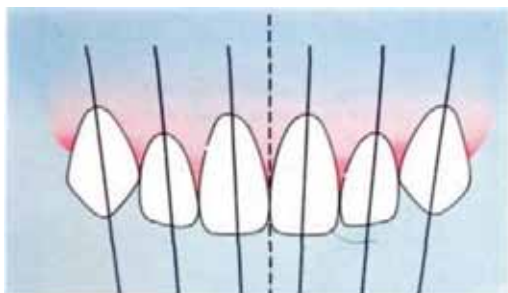


Рис. 8.22. Выравнивание по оси фронтальных зубов.

тально наклоненный боковой резец должен быть компенсирован легким увеличением медиального наклона клыка или премоляра на противоположной стороне. По принципу баланса, «вес» элемента, удаленного от точки опоры, возрастает по важности. Отклонения от равновесия выше определенного уровня неизменно расцениваются как непривлекательные, должны быть замечены врачом на этапе проверки постановки зубов и соответствующе исправлены.

Расположение зубов

Выбор правильного расположения передних зубов для выполнения эстетических, фонетических и функциональных требований представляет некоторые сложности, которые повышаются с уровнем резорбции альвеолярного гребня, и создает некоторые проблемы даже для опытных клиницистов.

Расположение зубов обычно находится тремя различными методами: эмпирическим, фонетическим и в соответствии с анатомическими ориентирами. Эмпирический подход может быть отмечен как наиболее часто используемый. Большинство врачей просто передают наряд в лабораторию без какой-либо особенной информации, за исключением руководства по цвету, ожидая адекватного расположения искусственных зубов на существующем гребне в соответствии со стоматологическими прин-

ципами и игнорируя принципы естественные.

Другая группа специалистов при попытке определить исходное расположение передних зубов на альвеолярном гребне полагается на анатомические ориентиры. Они берут за основу положение резцового сосочка, допуская, что это может быть надежным ориентиром, потому что на его позицию, по наблюдениям многих ученых, мало влияет резорбция кости.

Было доказано, что линия, проведенная от кончика клыков, неизменно делит пополам середину резцового сосочка в 92% случаев и что расстояние от середины резцового сосочка до внешней губной поверхности центрального резца составляет в среднем 10,2 мм. Ортман (Ortman) и другие установили, что от задней границы резцового сосочка это расстояние составляет в среднем 12,4 мм со стандартным отклонением 3,8 мм (рис. 8.23).

Однако при использовании анатомических ориентиров для определения первоначального расположения зубов, врач-ортопед должен быть готов приспособиться к требованиям, наложенным эстетической переоценкой.

Индивидуальные различия в форме альвеолярной дуги усреднен но были классифицированы как квадратная, яйцевидная и коническая, включая множество комбинаций, созданных природой. Ста-

10,2 мм 1 /ЛА

Ю
(з>
Г \j

~f~jT ~CPC line

(V)
ГЦ

\^J

ч_b/

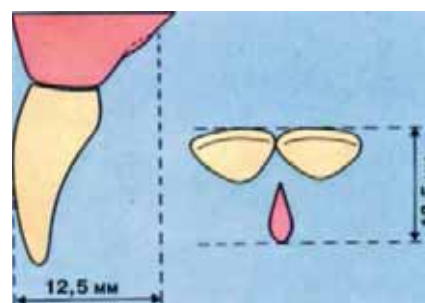


Рис. 8.23. Ориентировка постановки фронтальных зубов по резцовому сосочку.

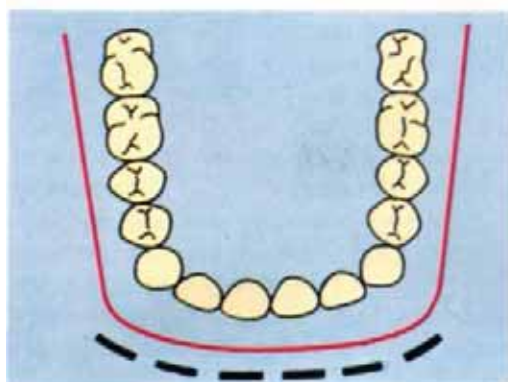


Рис. 8.24. Квадратная альвеолярная дуга.



тистические исследования моделей челюстей показали, что 2/3 из них могут быть расценены как квадратные, за ними следовали коническая и яйцевидная формы. В идеале каждый тип формы дуги предполагает определенный тип положения зубов. Это подразумевает, что передние зубы должны располагаться в соответствии с уровнем допустимого отклонения, допускаемым формой дуги, для обеспечения интеграции в стоматологическую лицевую композицию.

В квадратной стоматологической дуге верхнечелюстные резцы занимают позицию почти на одной линии с клыками. Четыре резца верхней челюсти обычно располагаются без разворота или захождения друг на друга. Такое расположение зубов обеспечивает прекрасное отраже-

ние света, и стоматологическая дуга смотрится шире и светлее (рис. 8.24).

В дуге яйцевидного типа центральные резцы могут быть расположены вдоль или поперек изгиба дуги, в то время как боковые резцы и клыки чаще выровнены вдоль по ее изгибу, их поворот встречается редко (рис. 8.25).

Конический тип формы дуги характеризуется огромным разнообразием расположения зубов, от центральных резцов, которые в основном располагаются в V-образной форме, до других передних зубов, которые выражают визуально заметные повороты или заходят друг на друга (рис. 8.26).

При постановке фронтальных зубов на базисе съемного протеза следует всегда учитывать, что идеальное расположение

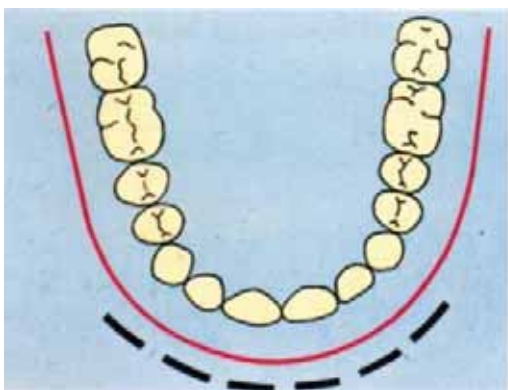


Рис. 8.25. Яйцевидная альвеолярная дуга.



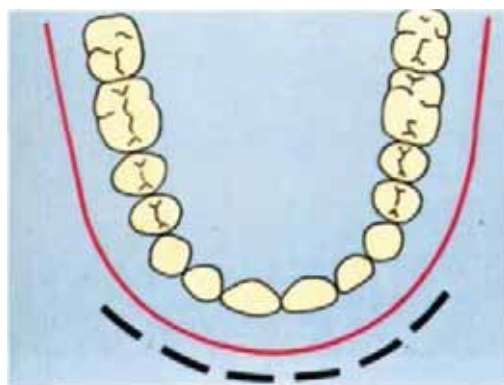


Рис. 8.26. Коническая альвеолярная дуга.

зубов по дуге конической формы без захождения друг на друга или поворотов будет выглядеть неестественным, точно так же, как и неправильно расположенные зубы на дуге яйцевидного типа. Необходимо подчеркнуть, что красота стоматологической композиции полностью независима от типа формы дуги. По данным социологического опроса, общество предпочитает дугу яйцевидного типа в качестве идеальной, особенно для женщин. Выравнивание по этому типу двух других дуг при полном съемном протезировании может применяться только в разумных пределах, учитывая механизмы стабильности протеза и нагружения протезного ложа.

Более разумно следовать принципам динамической симметрии, согласно которым фронтальные зубы должны сохранять некоторую неравномерность, которую можно наблюдать в природе. Эту рекомендацию легче соблюдать путем расположения зубов в соответствии с формой дуги, которая обеспечивает скорее естественное разнообразие, чем путем неподходящего поворота зуба или неправильного положения.

Эффект градации

Когда две подобные структуры расположены на разных расстояниях от наблюдателя, ближайшая будет казаться

большей. Необходимо ввести и выровнять другие подобные структуры между этими двумя, и будет наблюдаться прогрессирующее уменьшение в размере от ближнего к дальнему элементу. Этот феномен последовательности «спереди назад» называется градацией (см. рис. 8.27).

Чтобы при постановке зубов ввести оттенок индивидуального чувства и эмоциональности, которые передаются человеком во время улыбки, обычно анфас, требуется знание и управление принципом градации. Он включает в себя восприятие прогрессирующего уменьшения размера, начиная от центрального резца до наиболее удаленного моляра.

Предпосылкой последовательности «спереди назад» является выравнивание по контуру щечной поверхности, режущей трети, медиальной трети, десневой трети, точно так же, как и выравнивание режущего и мезиобуккального наклонов.

Наличие неправильно расположенных зубов, разницы в длине зубов, десневой дисгармонии создает проблемы по отношению к эффекту градации. Эти элементы воспринимаются и создают негативный эффект, в зависимости от уровня отклонения, который рассматривался бы как естественная последовательность «спереди назад».

Для контроля правильной эстетической моделировки зубных рядов на эта-

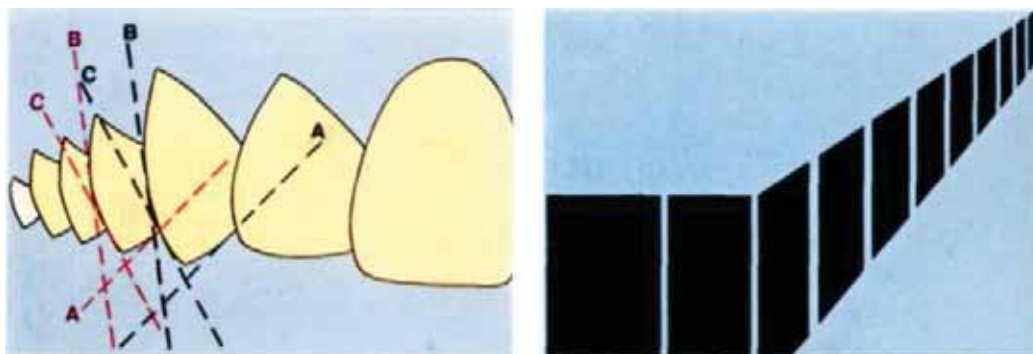


Рис. 8.27. Эффект градации.

пе постановки необходимо обратить внимание на наличие щечного коридора или негативного бокового пространства между щечной поверхностью боковых зубов и углами рта (рис. 8.28). Оно помогает достичь эффекта градации при прогрессирующе изменяющемся освещении зубов. В то время как щечный коридор уменьшает восприятие деталей, возрастает иллюзия расстояния и глубины. Необходимо также уделить внимание изменению теней, которое сопоставляется с прогрессирующим изменением освещения, чтобы они не создавали конфликт при эффекте градации (рис. 8.29).

Фронтальная эстетическая зона фиксируется в соответствии с наиболее выделяющимся зубом, который подчеркивает угол рта. Это может быть клык или первый премоляр. Такой зуб называется «ключевым» (рис. 8.30). Восприятие последовательности «спереди назад» опре-

деляется формой дуги и ключевым зубом, которые определяют ее естественный переход.

При искусственном, впрочем так же, как и при естественном, расположении зубов восприятие этого переходного элемента является важным фактором в гармонии стоматологической лицевой композиции. Если этого восприятия не происходит, что является обычной ошибкой в стоматологии, уничтожается эффект градации и неизменно создает тусклую или странную стоматологическую лицевую композицию (рис. 8.31).

Манипуляции с ключевым элементом, эффектом градации и щечным коридором являются важным фактором, позволяющим оптимизировать эстетическую реабилитацию пациента.

Форма зубов

В 1914 г. Уильямсом (Williams) разнообразие форм контуров зубов было клас-

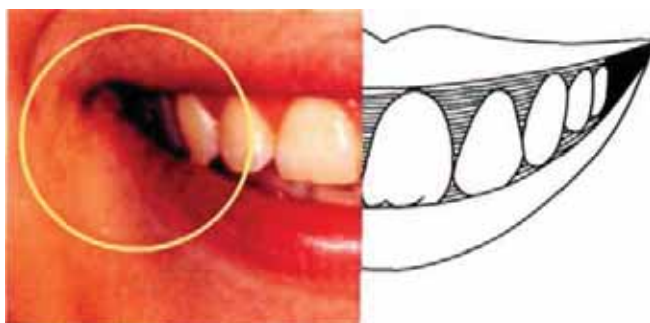


Рис. 8.28. Щечный коридор.



НИМ

Г'м-. 8.29. Виды постановки зубов, влияющие на щечный коридор.



Рис. 8.30. Выделение «ключевого» зуба.



Рис. 8.31. Странная лицевая композиция от неправильной постановки зубов.

сифицировано как квадратная, яйцеобразная, коническая и смешанная. Уильямс также установил соотношение, которое, предположительно, существует между контуром лица и контуром верхнечелюстного резца. В дальнейшем была развита теория о гармоничном взаимоотношении между формой лица, формой стоматологической дуги и формой зубов, или триада Нельсона (Nelson), которая поддерживается многими ортопедами. Это утверждение было принято большинством стоматологов, хотя до сих пор подвергается критике различными исследователями (рис. 8.32).

Некоторые ученые, вслед за Уильямсом, попытались продемонстрировать существование числовых соотношений между следующими стоматологическими и лицевыми элементами:

- ширина скуловой кости и ширина центрального резца верхней челюсти;
- длина черепа и длина резца верхней челюсти;
- окружность черепа и ширина верхнечелюстных резцов;
- ширина носа и ширина верхнечелюстных резцов и др.

Не отрицая соотношений между некоторыми из вышеназванных факторов, которые заслуживают внимания, например соотношение нос—зубы, необходимо еще раз указать, что они вводят элемен-

ты числовой квантификации, которые не сочетаются с элементами эстетической интерпретации.

Топографическая интеграция эмбрионного процесса, которая лежит в основании конституции лица, может влиять и создавать аналогии в специфическом расположении и соотношении костей и зубов.

Исходя из этого, эстетическая постановка фронтальной группы зубов полного съемного протеза должна логически развивать гармонические взаимоотношения, как морфо-психологические, так и эстетические, между всеми элементами стоматологической, стомато-лицевой и лицевой композиций.

Рассматривая морфо-психологическое равновесие и эстетическую гармонию, которые нижняя треть лица должна (стомато-лицевая композиция) отражать, установили, что они зависят не от контура зубов, а от особенностей их расположения, которое обеспечило бы гармоничные соотношения с различными формами губ.

Сохранение особенностей строения губ требует постоянного стимулирования со стороны зубов. Таким образом, постановка зубов верхней челюсти, на которую влияет форма дуги альвеолярного гребня, должна учитывать необходимую стимуляцию структуры губы-антагониста и точно подобранное выступание спе-

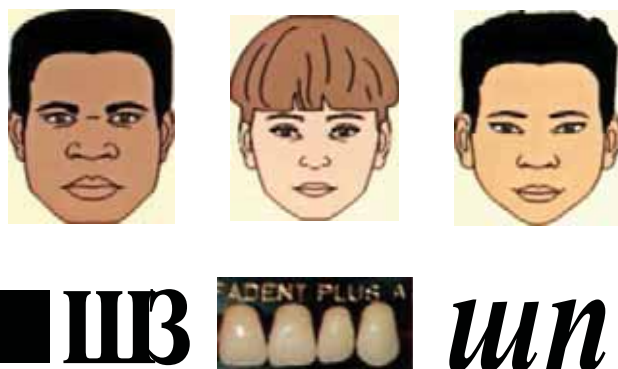


Рис. 8.32. Форма, размеры и пропорции резцов в зависимости от типа лица.

цифического зуба или всего переднего сегмента.

Существует тесная взаимосвязь между особенностями слизистого покрова губ, толщиной их соединительных тканей, частотой и характером контактов с режущим краем зубов. Повторяющиеся и локализованные контакты стимулируют подлежащие ткани, вызывая формирование губных округлых выступов, поскольку толстая и чувственная нижняя губа требует постоянной стимуляции режущими краями резцов с оральной стороны. Губы и поддерживающая их мимическая мускулатура, необходимые элементы эстетической оценки нижней трети лица, всегда являлись вопросом диспута о возможности применения определенного контура зубов. Эти особенности, определяемые анализом анатомических ориентиров, формой дуги альвеолярного

ребра и строением губ, будут предполагать характер постановки и втягивания или выдвижения вперед всего переднего сегмента и отдельных зубов.

В настоящее время информации, касающейся определения индивидуального контура зубов, не существует. Следовательно, в отсутствие такой документации, как ранее изготовленные и сохраненные модели или фотографии, форма зубов, в особенности верхнечелюстных центральных резцов, не подчиняется строгим правилам, а должна выбираться, оцениваться и корректироваться в соответствии с ее интеграцией в лицевую композицию.

Четыре лица, изображенные на рисунке 8.33, можно различить только по особенностям строения губ, которые создают разницу в их морфо-психологической интерпретации. В соответствии с концеп-

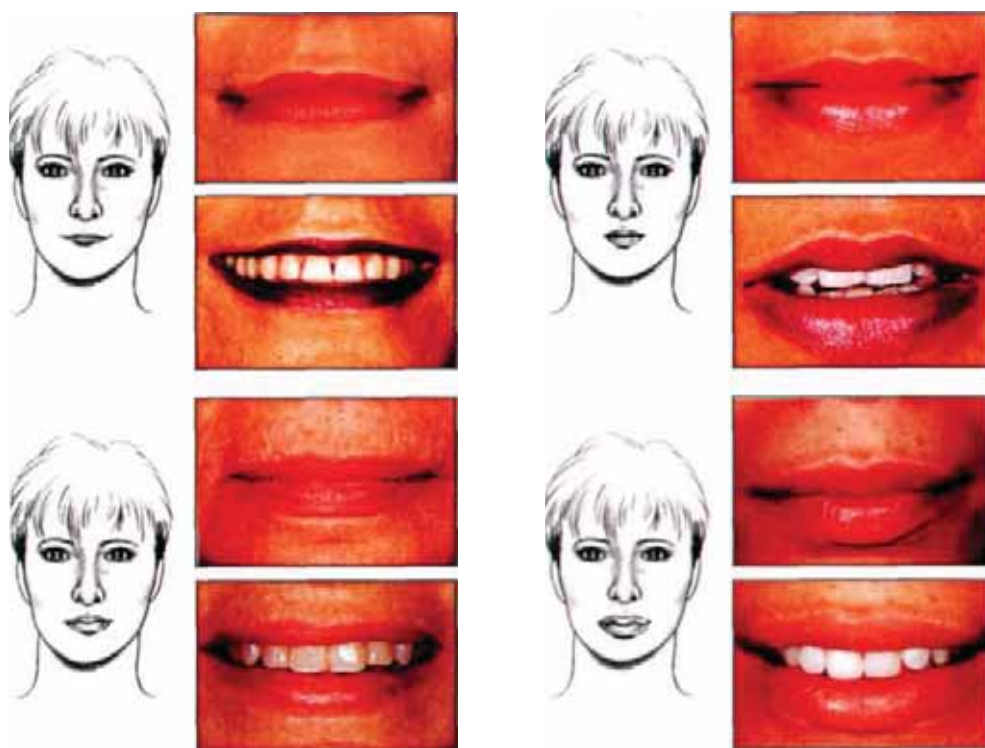


Рис. 8.33. Лица, различающиеся по строению губ.

циями, разработанными в стоматологии, каждый из этих индивидуумов должен получить при протезировании один и тот же контур зубов. Хотя тщательное исследование подчеркивает факт, что адекватное расположение зубов может быть ключевым моментом для создания гармоничной стоматологической композиции.

Размер зубов

Проблеме определения исходной длины коронковой части центрального резца, на которую можно было бы ориентироваться при выборе размера общего гарнитура зубов, было посвящено довольно много исследований. W.F.Tur-byfill, J.Dourdakis указывают, что существует постоянное расстояние между границей переходной складки и режущим краем центрального резца верхней челюсти, составляющее 22 мм. Это наблюдение позволяет также определить правильное его расположение в вертикальной плоскости (рис. 8.34).

Т.Манштайн предлагает расстояние от центра резцового сосочка до перпендикуляра, опущенного к отрезку, соединяющему слепые ямки, делить на 3 и таким образом вычислять исходную длину верхнего центрального резца. С нашей точки зрения, это не всегда так.

Различные исследования медиодистальных размеров верхних резцов показали похожие результаты. Было обнару-

жено, что средний диаметр центрального верхнего резца был больше у мужчин, чем у женщин, точно так же, как у чернокожих больше, чем у белых.

Естественно, что уменьшение ширины зубов является еще одним фактором восприятия старения лица. Тем не менее многие специалисты и значительная часть фирм-производителей гарнитуров искусственных зубов поддерживают жесткие правила, не расположенные к изменениям, и игнорируют постоянную эволюцию стандартов жизни и уровень медицинской помощи. Что более важно, индивидуальное желание пациента поддерживать молоджавую внешность, ища здоровья психологического и повышения качества жизни, не принимается ими во внимание.

Цвет зубов

Цветовая гамма искусственных зубов полного съемного протеза также является одним из определяющих критериев эстетичности. Однако несмотря на то, что фирмами-производителями предлагается достаточное многообразие цветовых оттенков гарнитуров зубов, небольшие отличия в оттенках внутри одного гарнитура или воспроизведение на некоторых зубах меловидного пятна или трещины вообще представляется большой редкостью (рис. 8.35).

В связи с таким положением, некоторыми практиками была предложена

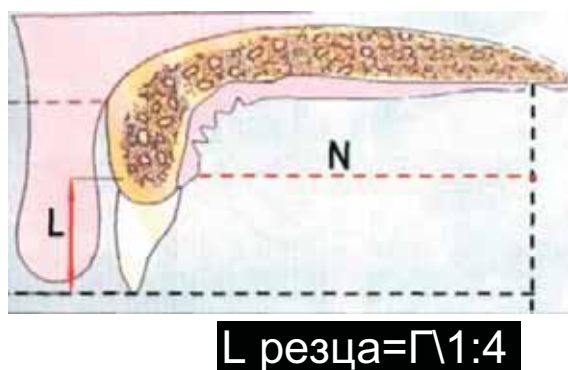


Рис. 8.34. Соотношение расстояния между переходной складкой и режущим краем центрального резца верхней челюсти.

1



Рис. 8.35. Цвет зубов.

К



Рис. 8.36. «Макияж» зубов.

и достаточно успешно апробирована технология, названная «макияж гарнитурных зубов». Если проблему тонального отличия клыков можно решить, взяв аналогичные от другого, более желтого по тону гарнитура, то дополнительно индивидуализировать остальные зубы для их более гармоничной интеграции в полость рта в случае полной адентии только одной из челюстей или по ряду других эстетических показаний возможно только с помощью дополнительной технологии. Выпускающиеся многими фирмами красители для керамических и композитных материалов позволяют с успехом применять их для индивидуализации стандартных гарнитуров зубов и повышения эстетического эффекта протезирования полными съемными протезами (рис. 8.36).

Эстетика базиса (тела) протеза

Десна, образующая статическую рамку для зубов, при нормальных физиоло-

гических условиях имеет бледный оттенок и простирается примерно до цемент-но-эмалевое соединение.

Воспроизведение эстетики десны в съемных конструкциях имеет свои тенденции и подразделяется на воспроизведение цвета и формы (наружных контуров). На сегодняшний день существует достаточное количество исследований, касающихся внутри- и межрасовых различий цветовой гаммы десневых тканей. Многими фирмами-производителями предлагается до 20 различных оттенков базисных пластмасс, имитирующих кроме этого за счет специального наполнителя подслизистую капиллярную сеть (см. рис. 8.37).

Что же касается наиболее эстетичного и естественного воспроизведения поверхности искусственной десны на базисе, то для достижения этой цели существует довольно много приемов. Осуществление имитации общего наружного рельефа десны достигается гравировкой по воску.



Рис. 8.37. Эстетика базиса протеза.

Для воспроизведения десневого валика над шейкой зуба рекомендуется слегка поддеть с оральной стороны моделировочным шпателем и аккуратно, не разрушая воск, поочередно извлечь зубы фронтальной группы. Затем модель с восковым базисом необходимо подержать вертикально над пламенем горелки, чтобы края восковых лунок искусственных зубов и межзубные сосочки слегка подплавилась и сжались. Теперь остается только аккуратно вставить каждый зуб в соответствующую альвеолу. При этом мягкий воск в области шейки и межзубных промежутков слегка деформируется, образуя маргинальный десневой валик и межзубный сосочек натурального вида. Эта процедура требует от зубного техника достаточной осторожности, чтобы не передержать модель над горелкой и не допустить расплавления воска.

Натуральный эффект общей десневой поверхности на базисе достигается

после осуществления постановки зубов и гладкого оформления поверхности воска, при очень кратковременном внесении модели в пламя горелки и быстром последующем промакивании наружной поверхности воскового базиса пористой губкой. При этом на его поверхности очень натурально воспроизводится эффект «апельсиновой кожуры».

После полимеризации и полировки поверхность такого протеза выглядит практически натурально, по сравнению с изготовленной традиционным способом.

Аспекты воспроизведения маргинальной десны и общей десневой поверхности при стоматологических вмешательствах играют важную роль в эстетичности достигаемых результатов и, несомненно, поднимают рейтинг специалиста-практика, придерживающегося этих принципов, на более высокую профессиональную ступень.

ГЛАВА 9. ПРОВЕРКА КОНСТРУКЦИИ ПРОТЕЗОВ

Проверка конструкции съемных протезов — очень важный и ответственный момент, так как на этом этапе проводят оценку результатов всех предыдущих клинических и лабораторных этапов изготовления протезов и еще можно внести необходимые исправления.

До введения протезов в полость рта оценивают качество моделей. Обращают внимание на то, нет ли сколов, пор, следов от технического шпателя, используемого при постановке зубов, хорошо ли отображена переходная складка. При наличии дефектов необходимо вновь получить оттиски и отлить новые модели.

Верхние передние зубы располагают таким образом, что их нижние $2/3$ лежат снаружи от середины альвеолярного гребня, а $1/3$ — по его центру. Однако иногда это правило нарушается, и зубы могут быть расположены еще более снаружи (западает верхняя губа, мало места для языка ит.д.). Верхние передние зубы должны перекрывать нижние на 1—2 мм, но не более, так как большее перекрытие может отразиться на стабильности протезов. Если условия в полости рта вынуждают делать большое перекрытие, то на величину его делается щель между верхними и нижними фронтальными зубами в горизонтальном направлении. Жевательные зубы должны иметь фиссурный контакт. Все зубы должны иметь по два антагониста, за исключением первых нижних резцов и вторых моляров на верхней челюсти. Жевательные зубы необходимо располагать посередине альвеолярного отростка

с соблюдением межальвеолярных линий (см. рис. 9.1). Учитывают выраженность сагиттальной и трансверсальной компенсаторных окклюзионных кривых.

Рассматривая постановку в окклюдаторе с тыльной поверхности, проверяют наличие контактов небных и язычных бугров жевательных зубов с внутренней стороны. Обращают внимание на моделировку воскового базиса, объемность его краев, плотность прилегания к модели.

После тщательного изучения восковой композиции с зубами на моделях в артикуляторе или окклюдаторе протезы вводят в полость рта и контролируют правильность расположения средней линии между центральными резцами, которая должна совпадать со средней линией лица. При небольшом открывании рта должны быть видны лишь режущие края резцов, а при улыбке передние зубы просматриваются почти до шейки. Тип зубов должен соответствовать форме лица. Пациентам предлагают произвести речевую пробу, при которой расстояние между передними зубами верхней и нижней челюстей должно быть приблизительно 5 мм.

9.1. ОШИБКИ, ДОПУСКАЕМЫЕ ПРИ НЕПРАВИЛЬНОЙ ФИКСАЦИИ ЦЕНТРАЛЬНОГО СООТНОШЕНИЯ

При проверке конструкции протезов можно выявить ошибки, допущенные при определении центрального соотношения челюстей. Эти ошибки можно разделить на пять основных групп.



Рис. 9.1. Варианты постановки передних зубов в вертикальной плоскости.

Неправильное определение высоты нижнего отдела лица (завышение или занижение). В ортопедической практике принято говорить «завышен» или «занижен» прикус. Однако прикус — это вид смыкания зубных рядов. Поэтому завышенного или заниженного смыкания зубных рядов быть не может.

На наш взгляд, правильное говорить о снижении или завышении межальвеолярного расстояния. При его завышении выражение лица пациента несколько удивленное, носогубные и подбородочная складки сглажены, при разговорной пробе можно услышать «стук» зубов, щель во фронтальном отделе при разговорной пробе — менее 5 мм, отсутствует просвет (2—3 мм) в состоянии физиологического покоя.

Эту ошибку устраняют следующим образом. Если верхний зубной ряд поставлен правильно, а завышение произошло за счет нижних зубов, то необходимо снять зубы с нижнего воскового базиса, изготовить новый прикусной валик **или**

взять базис с прикусным валиком, на котором устанавливали центральное соотношение челюстей, и определить высоту заново. Если же постановка верхних зубов сделана неправильно (не соблюдена протетическая плоскость), то изготавливают прикусные валики и для верхней челюсти. Затем вновь определяют центральное соотношение челюстей и производят постановку зубов.

При занижении межальвеолярного расстояния, если верхние зубы поставлены правильно, на нижний зубной ряд накладывают разогретую полоску воска и производят переопределение центрального соотношения челюстей, доводя высоту до нормы. На нижнюю челюсть можно изготовить новый базис с окклюзионным валиком. Если причиной занижения высоты являются и верхние зубы, то необходимо переопределить центральное соотношение челюстей с применением новых верхних и нижних валиков.

Фиксация нижней челюсти со смещением в горизонтальной плоскости. Наиболее

частой ошибкой при определении центрального соотношения челюстей является выдвижение нижней челюсти вперед и фиксация ее в таком положении. При проверке конструкции обнаруживают прогнатическое соотношение зубных рядов, преимущественно бугорковое смыкание боковых зубов, просвет между передними зубами, повышение прикуса на высоту бугров (рис. 9.2). Данную ошибку устраняют путем переопределения центрального соотношения с новыми окклюзионными валиками в боковых отделах нижней челюсти, а переднюю группу зубов оставляют для контроля.

Смещение нижней челюсти кзади при определении центрального соотношения челюстей возможно при «разболтанном» суставе. При проверке обнаруживают прогеническое соотношение зубных рядов, бугорковое смыкание боковых зубов, повышение прикуса на высоту бугров. Ошибку устраняют, переопределяя центральное соотношение челюстей с новым прикусным валиком на нижней челюсти. Однако нужно заметить, что это не всегда удается, потому что такие пациенты довольно часто фиксируют нижнюю челюсть в различном положении не всегда правильно (рис. 9.3).

Проверяя конструкцию протеза при смещении нижней челюсти вправо или

влево, можно обнаружить бугорковое смыкание на противоположной стороне, повышение прикуса, смещение центра нижнего зубного ряда в противоположную сторону, просвет между боковыми зубами на стороне смещения. Исправить данную ошибку можно путем переопределения центрального соотношения челюстей с новым нижним прикусным валиком (см. рис. 9.4, 9.5).

Ошибки, вызванные отхождением или неплотным прилеганием прикусных валиков к протезному ложу (модели). Эти ошибки возникают вследствие неравномерного сдавливания прикусных валиков во время фиксации центрального соотношения челюстей. Причиной этого может быть нетщательная припасовка нижнего валика к верхнему, неравномерный разогрев нижнего валика горячим шпателем, неплотное прилегание воскового базиса к модели. Чаще всего следствием такой ошибки в клинике является отсутствие контакта между жевательными зубами с одной или обеих сторон (см. рис. 9.6). Ее определяют при введении между жевательными зубами холодного шпателя. При этом производят поворот шпателя вокруг своей оси, и в тот момент можно наблюдать, как восковые базисы плотно прилегают к подлежащим тканям. Данную ошибку исправляют пу-



Рис. 9.2. Соотношение зубных рядов при фиксации нижней челюсти со смещением в горизонтальной плоскости вперед.



Рис. 9.3. Соотношение зубных рядов при фиксации нижней челюсти и смещении окклюзионных валиков кзади.



Рис. 9.4. Соотношение зубных рядов при фиксации нижней челюсти влево.



Рис. 9.5. Соотношение зубных рядов при фиксации нижней челюсти вправо.

тем наложения пластинки разогретого воска в области жевательных зубов и переопределением прикуса.

Раздавливание базиса при фиксации центрального соотношения челюстей. Это может произойти в тех случаях, когда окклюзионные валики не укреплены дугообразными проволоками или альвеолярная часть нижней челюсти очень узкая. При установлении таких базисов на модели видно, что они неплотно прилегают к ней. В клинике данная ошибка проявляется в виде повышения прикуса с неравномерным и неопределенным бугорковым контактом боковых зубов, просветом в области передних зубов. Ошибку исправля-



Рис. 9.6. Соотношение зубных рядов при отхождении или неплотном прилегании валиков к модели.

ют путем переопределения центрального соотношения челюстей с помощью новых валиков, часто с жесткими базисами.

Фиксация центрального соотношения челюстей при смещении одного из восковых базисов. При неблагоприятных анатомических условиях в полости рта (II степень атрофии на нижней челюсти и III степень атрофии на верхней челюсти) во время фиксации центрального соотношения челюстей может сместиться вперед либо назад верхний или, что бывает гораздо чаще, нижний восковой базис с окклюзионным валиком.

Проверяя конструкцию протеза, можно наблюдать такую же картину, как при фиксации нижней челюсти не в центральном, а в переднем или заднем соотношении, которая была описана выше. Ошибку исправляют, проводя повторное переопределение центрального соотношения челюстей с помощью новых валиков, изготовленных на жестких базисах. В дальнейшем на эти жесткие базисы из пластмассы ставят зубы и проверяют конструкцию протезов. Применение жестких базисов в данном случае оправданно, так как они устойчивы на челюстях, не деформируются и не смещаются, как восковые.

Во всех случаях, когда при проверке конструкции протезов обнаружены и ис-

правлены ошибки, от окклюдатора или артикулятора отбивают верхнюю модель и загипсовывают ее в новом положении.

9.2. НАЛОЖЕНИЕ ПРОТЕЗОВ. ПРАВИЛА ПОЛЬЗОВАНИЯ, КОРРЕКЦИЯ И АДАПТАЦИЯ К ПЛАСТИНОЧНЫМ ПРОТЕЗАМ

Получив готовые протезы из лаборатории, их тщательно осматривают. При этом на поверхности базиса, обращенной к слизистой оболочке, могут быть выявлены острые края, выступы, шероховатости. После устранения перечисленных погрешностей протезы промывают водой и вводят в полость рта. Спиртом и эфиром протезы обрабатывать нельзя, так как при этом на них образуются микротрещины.

Следует отметить, что к этой начальной операции — наложению протезов — необходимо отнестись с такой же ответственностью, как и к другим этапам изготовления протезов, потому что нередки случаи, когда полноценные, качественно изготовленные протезы приходится переделывать из-за небрежно произведенной припасовки.

Обычно протезы легко накладываются на челюсти, исключение составляют случаи, когда верхнечелюстные бугры имеют грушевидную форму, а на нижней челюсти в ретроальвеолярной области имеются поднутрения. В таких случаях при припасовке протеза на верхнюю челюсть срезают часть искусственной десны с одной стороны протеза (до наиболее выступающей части бугра). На нижнюю челюсть протез накладывают, продвигая его сначала кзади, а затем опуская вниз и смещая вперед. Бывают случаи, когда имеется низко опущенный верхнечелюстной бугор, контактирующий с задним краем базиса нижнего протеза. Контакт между собой, базисы протезов препятствуют смыканию зубных рядов в центральной окклюзии. Такие участки

базиса приходится истончать в точке контакта, а иногда и вообще укорачивать дистальный край базиса протеза для нижней челюсти.

Рвотный рефлекс. На этапе наложения протеза иногда выясняют, что у больного повышенный рвотный рефлекс, хотя наличие его было отмечено еще в момент получения оттиска. Рвотный рефлекс может возникать вследствие раздражающего действия верхнего пластиночного протеза при недостаточно плотном его прилегании к протезному ложу в области линии «А», толстым задним краем протеза, который может ощущаться спинкой языка, или из-за чрезмерной длины его заднего края.

В этих случаях необходимо несколько укоротить край протеза, уменьшить его толщину, создав по краю плавный переход «на нет», или же достичь хорошего замыкания заднего клапана. С этой целью полоску размягченного воска накладывают на протез по линии «А», после чего больному предлагают сомкнуть челюсти в положении центральной окклюзии. В лаборатории воск заменяют пластмассой. Однако иногда в указанных случаях этих манипуляций бывает недостаточно, и тогда необходимо провести хорошую психотерапевтическую подготовку больного, указывая, что эти явления обязательно пройдут. Можно выполнить несколько дополнительных мнимых укорочений заднего края протеза, после чего больные обычно отмечают облегчение. В действительности же укорачивать протез нельзя, так как может разомкнуться задний клапан и протез будет плохо фиксироваться. Выраженный рвотный рефлекс снимают путем смазывания слизистой оболочки в области линии «А» и спинки языка 2% раствором дикаина, а также назначая пипольфен внутрь (драже по 25 мг). В этом периоде больным рекомендуют также сосать мятные конфеты. Как правило, после проведения пере-

численных выше манипуляций рвотный рефлекс постепенно угасает.

В тех случаях, когда пациент все же не может адаптироваться к протезам, применяют стоматологическую имплантацию, после чего значительно укорачивают базис протеза.

Коррекция протезов. Вводя протезы в полость рта, проверяют плотность смыкания зубных рядов и фиксацию базисов. Отмечено, что при постановке зубов в окклюдаторе контакт между ними при наложении готовых протезов обычно точечный, исключение составляет постановка зубов в артикуляторе с последующей пришлифовкой. Между зубными рядами помещают копировальную бумагу и больному предлагают постучать зубами, а затем последовательно произвести движения нижней челюстью вперед и в стороны. При этом на зубах отмечаются черные точки, которые слегка сошлифовывают, достигая более плотного смыкания зубных рядов.

С целью проверки фиксации верхнего протеза вначале пытаются его снять, обхватив большим и указательным пальцами в области 54/45 зубов, а наличие заднего клапана проверяют, надавливая на режущие края передних зубов в вертикальном направлении. Устойчивость нижнего протеза определяют путем надавливания с одной и другой сторон в области боковых зубов, а присасывание, пытаясь снять его, — удерживая за режущие края нижних передних зубов, в верхнезаднем направлении.

На коррекцию протезов следующее посещение больного обязательно назначают на следующий день. При этом дают следующие рекомендации: 1) после каждого приема пищи протезы необходимо вынуть и промыть водой, а полость рта прополоскать; 2) на ночь протезы тщательно чистят зубной щеткой и хранят в закрытом сосуде «Дента» в холодной кипяченой воде, в которую добавляют

несколько капель зубного эликсира. Воду необходимо менять ежедневно.

Последующие коррекции проводятся сначала один раз в 3 дня, затем в неделю. Участки протеза, причиняющие боли или намины, отмечают на слизистой оболочке специальным маркером, гипсовым порошком или зубной пастой, а затем переносят на протез. После коррекции необходимо произвести шлифовку и полировку.

В этот период также тщательно выверяют артикуляционные контакты зубов, устраняют сбрасывающие моменты. Часто выключают из контакта клыки, так как при боковых движениях протезы могут сбрасываться. Иногда мешают оральные бугры 4J4 зубов, в связи с чем их приходится несколько сошлифовывать.

В том случае, если больной жалуется на прикусывание языка или щеки, необходимо слегка сточить («завалить») небные бугры верхних зубов или щечные бугры нижних жевательных зубов и хорошо отполировать. Это происходит чаще всего в тех случаях, когда зубы поставлены не с перекрытием, а встык. «Заваливая» бугры, мы даем возможность буграм зубов-антагонистов сдерживать мягкие ткани языка или щеки, вследствие чего они не попадают в просвет между зубами и не прикусываются.

При наложении протеза могут быть выявлены ошибки технического и клинического характера. К техническим ошибкам относят:

1. Недостаточное соединение частей кюветы (слабое прессование), при этом базис протеза получается толстым, пористым, цвет его изменен, прикус бывает завышенным, при смыкании челюстей часто наблюдается бугорково-бугровый контакт между зубами. Такие протезы необходимо переделать.

2. Отсутствие смыкания зубных рядов в центральной окклюзии, причиной которого являются трещины или переломы

модели. Прикус получается неопределенным в зависимости от смещения фрагментов модели. В таких случаях протезы также необходимо переделать.

3. Укорочение границ протеза при отделке, при этом будет нарушена фиксация протеза. Исправить ошибку можно методом перебазировки.

Клинические ошибки могут быть связаны с неправильным определением центрального соотношения челюстей как I вертикальном, так и в горизонтальном направлениях. При этом они не были выявлены на этапе проверки восковой композиции. Обычно в таких случаях, если постановка верхних зубов выполнена правильно, переделывают нижний протез. Известен также способ, с помощью которого можно исправить соотношение зубных рядов. Методика исправления подобных ошибок заключается в следующем. Диск и тонким фиссурным бором отделяют нижний зубной ряд и приклеивают воском к верхнему в положении центральной окклюзии. В случае завышения высоты нижнего отдела лица с нижнего базиса шлифуют слой пластмассы. Затем на нижний базис накладывают слой разогретого воска и переопределяют центральное соотношение челюстей. Соединенные воском протезы выво-

дят из полости рта, нижний зубной ряд отделяют от верхнего и производят моделирование восковой пластинки, соединяющей нижние зубы с базисом. Затем протезы устанавливают на челюсти с целью проверки в центральной окклюзии (рис. 9.7). В дальнейшем в лаборатории замещают воск пластмассой и таким образом соединяют нижние зубы с базисом.

Адаптация к протезам. Зубные протезы воспринимаются тканями протезного ложа как инородное тело, являясь раздражителем для нервных окончаний слизистой оболочки полости рта. С чувствительных рецепторов полости рта раздражение передается по рефлекторной дуге к центрам слюноотделения, речи и т.д., в результате чего появляются усиленная саливация, позывы к рвоте, нарушаются речь, глотание и пережевывание пищи.

В.Ю.Курляндский (1962) различает три фазы адаптации к зубным протезам. Первая — фаза раздражения — наблюдается в день наложения протеза и проявляется в виде повышенной саливации, измененной дикции, слабой жевательной мощности, рвотного рефлекса. Вторая — фаза частичного торможения — наступает в период с 1-го по 5-й день после наложения протезов. В этот период восстанавливаются речь, жевательная мощ-

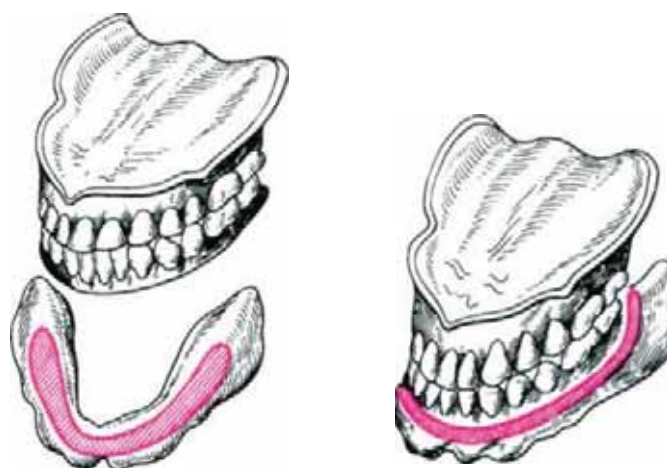


Рис. 9.7. Исправление ошибок на готовых протезах.

ность, уменьшается саливация и угасает рвотный рефлекс. Третья — фаза полного торможения — наступает в период с 5-го по 33-й день после наложения протеза. В этот период пациент не ощущает протез как инородное тело, а, наоборот, ощущает дискомфорт без него.

Больные, которым протезы изготавливают повторно, адаптируются к ним значительно быстрее — за 5-7 дней. На продолжительность периода адаптации влияют фиксация, стабильность протезов и отсутствие болевых ощущений.

В адаптационном периоде врач не только проводит необходимую коррекцию протезов, но и оценивает качество ортопедического лечения в целом. Результаты ортопедического лечения можно считать положительными, если у больного восстановилась речь, отмечаются хорошая фиксация и стабильность протезов, соблюдены эстетические нормы, появилась возможность принимать твердую пищу, больной сам положительно оценивает протезы. Объективными методами оценки эффективности протезов в функциональном отношении являются жевательные пробы, мастикацио-графия и аудиография.

Эксперименты, проведенные на кафедре госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ, показали, что полные съемные протезы начинают хорошо фиксироваться на 7—8-й день пользования ими (Воронов А.П., Абдурахманов А.И., 1982). Как правило, к этому сроку проведено 2—3 коррекции, протезы «улеглись» на свое место на челюсти, по возможности погрузились в слизистую оболочку.

Наибольшая жевательная эффективность начинается с 30—35-го дня пользования протезами и продолжается до одного года. В дальнейшем жевательная эффективность остается без изменений.

Срок пользования пластиночными протезами в среднем составляет 3—4 года. При дальнейшем пользовании протез-

ами жевательная функция остается высокой, но достигается она значительным увеличением времени разжевывания пищи по сравнению с отмечавшимся к концу 1-го года. К этому времени вследствие атрофии челюстей может определяться несоответствие протезного ложа и базиса протеза, что проявляется в виде балансирования и ухудшения фиксации протезов. Режущие края и жевательные бугры искусственных зубов из пластмассы значительно истираются, в результате чего снижается высота нижнего отдела лица. При постановке фарфоровых зубов устранить балансирование и восстановить присасываемость в ряде случаев удается с помощью перебазировки протезов клиническим или лабораторным путем.

9.3. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОТЕЗОВ

Жевательная эффективность протезов при полной утрате зубов зависит от многих факторов. К ним относятся:

- фиксация полных съемных протезов;
- стабильность протезов;
- общее состояние организма;
- нервно-рефлекторные связи пациента;
- слюноотделение и состав слюны;
- наличие или отсутствие болевых точек под протезом;
- время, прошедшее с момента наложения протеза;
- размеры и консистенция пищевого комка.

В нашей стране жевательная проба была предложена С.Е.Гельманом в 1932 г. С.Е.Гельман предложил определять эффективность жевания за 50 с. Сначала готовятся расфасованный миндаль, чашка, стакан с кипяченой водой, стеклянная воронка, марлевые салфетки, водяная баня, металлическое сито с отверстиями диаметром 2,4 мм, а также весы с разновесом.

Пациенту для жевания дают 5 г миндаля и после указания «начинать» отсчиты-

вают 50 с, в течение которых он должен пережевывать миндаль. Затем он сплевывает пережеванную массу в чашку, прополаскивает рот кипяченой водой, а также протез, и тоже сплевывает в чашку. В ту же чашку добавляют 8—10 капель 5% раствора сурьмы, после чего процеживают содержимое чашки через марлевые салфетки над воронкой. Оставшийся на марле миндаль ставят на водяную баню для просушивания, при этом следят, чтобы не пересушить пробу, так как она может потерять вес. Проба считается высушенной, когда ее частицы при разминании не склеиваются, а разъединяются. Частицы миндаля тщательно снимают с марлевой салфетки и просеивают через сито. При наличии остатков в сите их взвешивают и с помощью пропорции определяют процент нарушения эффективности жевания, т.е. отношение остатка ко всей массе жевательной пробы. Так, например: если в сите осталось 1,2 г, то процент потери эффективности жевания равен $5:100-1,2:X$;

$$X = M_p, \quad X = 24\%.$$

Физиологическая жевательная проба по Рубинову

По мнению С.И.Рубинова, пробы, получаемые при жевании 5 г миндаля, неточны, поскольку такое количество пищевого вещества затрудняет акт жевания. Он считает более физиологичным ограничиться для жевательной пробы одним зерном лесного ореха весом 800 мг. Период жевания определяется по появлению рефлекса глотания и равен в среднем 14 с. При возникновении глотательного рефлекса пробу сплевывают в чашку; дальнейшая ее обработка соответствует методике Гельмана.

А.Н.Ряховский по признаку выбора тестового материала все способы делит на 2 группы: способы, в которых использу-

ют пищевые продукты, и способы, в которых применяют искусственные материалы. Он отдает предпочтение последним.

По признаку продолжительности жевания делит на:

- жевание в течение определенного времени;
- жевание до момента глотания;
- жевание с определенным количеством жевательных движений.

По признаку анализа состава измельченного материала А.Н.Ряховский делит способы на 5 групп:

- определение жевательного эффекта по частным характеристикам крупности или фрагментам суммарных характеристик;
- по шкале индексов, подсчитывая количество измельченных частиц определенного диаметра;
- определение степени измельченности по суммарным характеристикам;
- определение общей площади поверхности измельченных частиц;
- изучение характера измельчения пищевых продуктов в полости рта с использованием законов измельчения минералов при технологических процессах.

А.Н.Ряховский (1988) предложил свою пробу определения жевательной эффективности, которая от описанных выше отличается тем, что применяются только искусственные тестовые материалы.

Проба позволяет определить жевательный эффект, жевательную способность, а также жевательную эффективность.

Полезная работа по измельчению тестового материала определяется по результатам ситового анализа с использованием математического закона Бонда. Затраченная работа определяется по интегралу биоэлектрической активности жевательных мышц.

Для пробы используются желатиновые цилиндры диаметром 15 мм и высотой

10 мм. Набор сит, в верхнем из которых диаметр отверстий должен быть меньше размеров цилиндра. Диаметр отверстий нижнего сита должен быть равен 0,2—0,3 мм.

После укрепления на моторных точках мышц поверхностных электродов и настройки электромиографической аппаратуры исследуемому предлагается двадцатью жевательными движениями пережевать тестовую порцию. При этом регистрируются время жевания и интеграл БЭЛ.

Извлеченный после жевательной пробы тестовый материал просеивают под

поток воды через колонку сит. Затем оставшийся на каждом сите продукт высыпают в градуированные пробирки с водой для определения объема.

За счет изменения консистенции желатиновых цилиндров пробу возможно проводить с увеличением нагрузки.

После проведения пробы при помощи сложных математических формул приступают к анализу результатов.

Безусловно, проба А.Н.Ряховского наиболее современная и информативная, однако она и самая трудоемкая и сложная.

ГЛАВА 10. ПЕРЕБАЗИРОВКА ПЛАСТИНОЧНЫХ ПРОТЕЗОВ

В тех случаях, когда имеется несоответствие протезного ложа протезному базису из-за атрофии костной основы, некачественного оттиска или ошибок технического характера (укорочение техником краев базиса, порча модели в процессе работы и т.д.), исправить протез можно с помощью перебазировки. Существуют два метода перебазировки — клинический и лабораторный.

Клинический метод заключается в том, что сначала на протезах больного проверяют прикус и производят обследование челюстей и протезов, при этом обращают внимание на длину краев, объемность. Если в каких-либо участках края длиннее, то их укорачивают, если короче — наращивают самотвердеющей пластмассой. Затем с поверхности протеза, прилежащей к слизистой оболочке протезного ложа, удаляют слой пластмассы толщиной 1 мм. С края протеза и его вестибулярной поверхности (отступив от края 2—3 мм) фрезой или карбундовой головкой снимают только полировку. Искусственные зубы смазывают вазелином, а базис, подвергаемый перебазировке, смачивают мономером. Самотвердеющую пластмассу размешивают в следующей пропорции: одна весовая часть мономера и две весовые части полимера. В практике это делают таким образом: в посуду наливают небольшое количество мономера, а затем в него всыпают полимер до поглощения. С этой целью применяют самотвердеющие пластмассы «Протакрил» и «Редонт».

Во второй фазе набухания пластмассы, т.е. в фазе «тянущихся нитей», пластмассовое тесто накладывают на обработанный базис протеза равномерным слоем таким образом, чтобы были покрыты и его края. Через некоторое время (10—15 с) поверхность пластмассы становится матовой. В этот период протез необходимо ввести в полость рта, установить его на челюсти в положении центральной окклюзии. Предварительно искусственные зубы протеза смазывают вазелином. Излишки пластмассы выдаются на вестибулярную поверхность базиса и в области мягкого неба, их необходимо убрать шпателем для замешивания цемента, осторожно отсекая, отступив на 2—3 мм от края протеза. Затем оформляют края протеза при помощи активного и пассивного методов. Протез в полости рта находится приблизительно около 40 с, затем его выводят и на 10 мин помещают в специальный аппарат, где при температуре 40—50°C и давлении 3 атм. производят полимеризацию пластмассы. При этом уменьшается пористость и повышается плотность и твердость пластмассы.

В связи с тем, что протезное ложе на нижней челюсти меньше, чем на верхней, и чтобы не продавить самотвердеющую пластмассу, оттиск получают в более поздней — тестообразной фазе.

При обследовании базиса после перебазировки видно, как четко отображен микрорельеф слизистой оболочки, функциональное оформление переход-

I/

Рис. 10.1. Распределение оттискного материала или пластмассы при перебазировке (продольный разрез).

ной складки, объемность краев. Обработка протеза заключается в сведении «на нет» выдавившихся излишков пластмассы, а края протеза обработке не подлежат. Как правило, фиксация протеза после перебазировки значительно улучшается. Противопоказаниями к клиническому методу перебазировки являются хронические заболевания слизистой оболочки полости рта, аллергия, бронхиальная астма и др.

При наличии противопоказаний перебазировку выполняют *лабораторным методом*. Оттиск получают с помощью силэста, дентола, тиодента или ортокора. В лаборатории техник гипсует протез с оттиском в кювету прямым методом (оттиском сверху). После удаления оттискного материала накладывает, пакует и полимеризует пластмассу.

Следует признать, что лабораторный метод перебазирования пластиночных протезов имеет некоторые преимущества перед клиническим: пластмассовое тесто не соприкасается со слизистой оболочкой, кроме того, новый слой базисной пластмассы соединяется монолитно с основным слоем, однако при этом методе перебазирования не исключены технические ошибки, которые наблюдаются при изготовлении протезов.

Необходимо отметить, что перебазированные протезы хорошо фиксируются и равномерно распределяют давление на подлежащие ткани, так как оттиски получают при смыкании челюстей в центральной окклюзии, т.е. при давлении, которое будет возникать при разжевывании пищи.

Sauer в 1978 г. определил, что 40% пациентов имеют контакт только у нескольких зубов. Зависит это от того, что при полировке протез деформируется, разбухает, слизистая оболочка уминается. В связи с этим он предлагает после реокклюзии и ремонта протезов, т.е. через 2 нед. ношения новых протезов, всем пациентам производить перебазировку протезов.

Наш клинический опыт показывает, что если через 2—3 нед. по каким-либо причинам (плохая фиксация верхнего протеза) мы делаем перебазировку верхнего протеза, прямым или обратным способом, то, как правило, оттискной материал или пластмасса в области поперечных складок почти продавливается, а в задней трети твердого неба толщина его доходит до 2—3 мм (рис. 10.1).

Маркскурс (Германия) объясняет это явление тем, что при снятии протеза (после полимеризации) с модели происходит коробление последнего, в результате чего появляется щель между базисом протеза и моделью.

В клинике кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ было решено проверить это явление: при проведении продольных и поперечных разрезов вместе с моделями изготовленных 5 протезов на верхнюю челюсть, щели между моделями и базами протезов мы не обнаружили (рис. 10.2).

Исходя из того, что протезы после перебазировки фиксируются значительно лучше, мы можем рекомендовать ее для широкого применения.

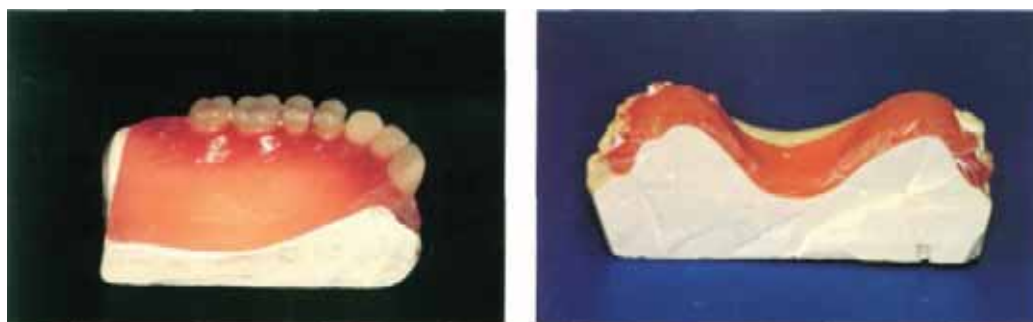


Рис. 10.2. Продольный и поперечный разрезы базиса протеза с моделью (щель отсутствует).

10.1. ПОЧИНКА ПЛАСТМАССОВЫХ ПРОТЕЗОВ

По данным Л.А.Пашковской (1967), В.П.Гроссмана (1967), уже в 1-й год пользования протезами из акриловых пластмасс частота поломок составляет от 10 до 40%.

Причины поломки съемных пластиночных протезов можно разделить на 6 групп: 1) недостаточная прочность базисных пластинок; 2) поломки, связанные с ошибками врача, допущенными на отдельных этапах работы; 3) поломки, связанные с ошибками, допущенными техником; 4) поломки, связанные с небрежным отношением больного к протезу; 5) поломки, связанные с несоответствием протезного ложа базису протеза в результате атрофии челюстей (при превышении рекомендованных сроков пользования); 6) наличие слабых мест на протезе.

Пластиночные протезы при полном отсутствии зубов как на верхней, так и на нижней челюстях, чаще всего ломаются по средней линии. Этому способствует ослабление протезов из-за глубокой вырезки для уздечки губы, а также балансирование верхнего протеза на торусе при недостаточной изоляции последнего. Клинические наблюдения показывают, что область наибольшего поверхностного растяжения находится на небной части пластиночного протеза для верхней челюсти, непосредственно за централь-

ными резцами. Кроме того, к поломке могут привести внутренние напряжения в базисе протеза, которые возникают вследствие нарушения режима полимеризации или быстрого охлаждения протеза, а также при наличии различного рода включений.

Починку пластмассовых протезов производят следующим образом. Линию излома в 3 точках смазывают дихлорэтановым клеем, сопоставляют части протеза по линии излома и удерживают в течение 2—3 мин. По склеенному протезу отливают гипсовую модель и контрмодель. После этого протез снимают с модели, разъединяют по линии склеивания, расширяют фрезой линию излома на 1—2 мм в каждую сторону и делают по краям фаски. Модель и контрмодель смазывают изоляционным лаком «Изокол», затем части протеза устанавливают на модель, а правильность установки проверяют контрмоделью.

Пластмассовое тесто готовят из самотвердеющих пластмасс «Протакрил» или «Редонт». Подготовленное пластмассовое тесто (в фазе «тянущихся нитей») с небольшим избытком укладывают по линии излома и прижимают контрмоделью. Полимеризация пластмассы заканчивается через 8—10 мин, после чего протез обрабатывают (см. рис. 10.3).

В случае необходимости к протезу можно добавить искусственные зубы.

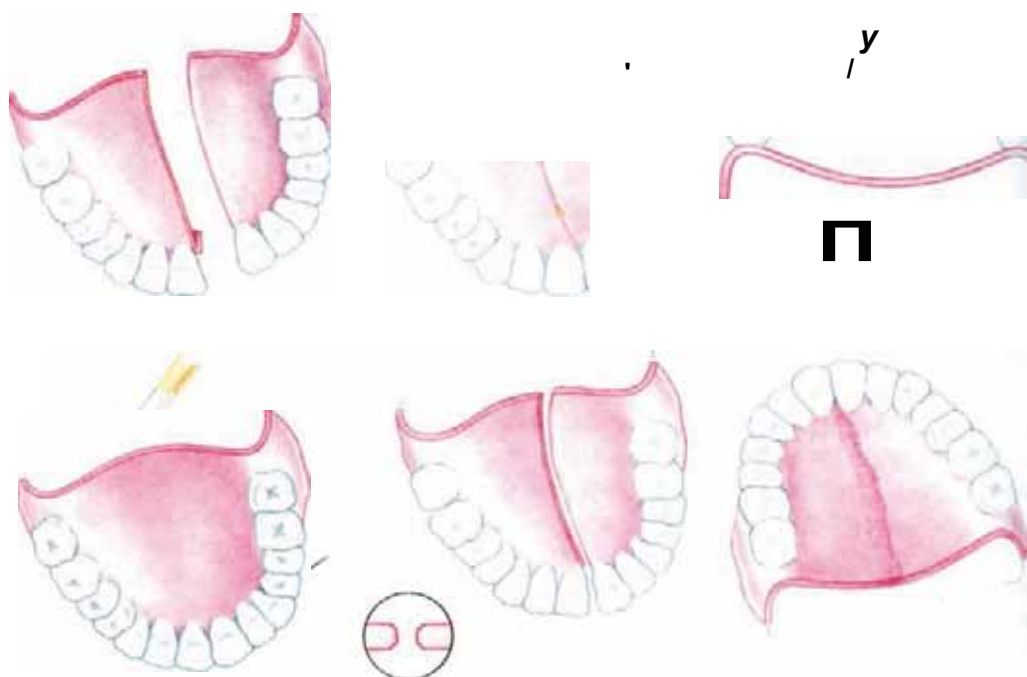


Рис. 10.3. Починка протезов с помощью самотвердеющих пластмасс.

С этой целью снимают оттиск челюсти с протезом и оттиск зубов-антагонистов. После отливки моделей подбирают по цвету и размеру искусственные зубы, затем освежают фрезой края протеза, накладывают пластмассовое тесто и в него запаковывают зубы. Через 8—10 мин протез обрабатывают.

Починку пластмассовых протезов можно производить и лабораторным способом. При этом техник склеивает протез и отликает модель описанным выше методом. После расширения линии излома образовавшуюся щель заливают

расплавленным воском и сглаживают его на уровне с базисом. Затем модель с протезом гипсуют в кювету и общепринятым способом заменяют воск на пластмассу. В процессе полимеризации пластмассы происходит монокристаллическое (химическое) соединение отломков. Протез вынимают из кюветы, обрабатывают, шлифуют и полируют.

10.2. ПРОТЕЗЫ С ДВУХСЛОЙНЫМИ БАЗИСАМИ

Многие клиницисты отмечают, что из твердых пластмасс не всегда можно изго-

товить полные съемные протезы и решить все клинические задачи. Особые трудности представляет создание функционально-полноценного протеза на беззубой нижней челюсти при резкой и неравномерной атрофии альвеолярного отростка. Усложняет протезирование и узкий тонкий гребень, острые костные выступы, экзостозы и острые внутренние косые линии. На верхней челюсти при значительной неравномерной атрофии альвеолярного отростка, если он покрыт тонкой слизистой оболочкой, при острых костных выступах, при наличии «болтающегося гребня», резко выраженного и широкого турса функциональный эффект протезирования также мал. Равномерно распределить жевательное давление на ткани полости рта через базис протеза при таких анатомо-топографических условиях довольно сложно.

При неблагоприятных условиях протезного ложа базис протеза должен быть дифференцированным, т.е. там, где твердо на челюсти, должно быть мягко в базисе, и наоборот. Таким требованиям может отвечать двухслойный базис. Недостаточная податливость слизистой оболочки протезного ложа в этом случае компенсируется эластичным слоем базиса, способствуя скорейшей адаптации пациента к протезам.

Н.П.Сысоев произвел расчеты, показывающие, что для улучшения фиксации съемных протезов их следует изготавливать с максимально возможной площадью соприкосновения с подлежащими тканями. Это один из важнейших факторов, обеспечивающих качество протеза и его фиксацию. Очевидно, что мягкие подкладки наиболее удовлетворяют этому требованию.

Значительные трудности в ортопедическом лечении при полном отсутствии зубов представляют больные с выраженной степенью атрофии альвеолярного отростка и сухой малоподатливой слизистой

оболочкой. При этих условиях некоторые авторы предлагают создавать так называемый винтель-рант. Однако в этом случае край протеза часто травмирует слизистую оболочку, в результате чего его приходится корректировать, при этом клапан замыкается и эффект функционального присасывания нарушается. Для улучшения фиксации при данных условиях А.П.Вороновым и А.И.Абдурахмановым была предложена оригинальная методика изготовления полных съемных протезов, суть которой заключается в оформлении краев протеза соответственно клапанной зоне пластмассой «Эладент-100». Эластичный слой этой пластмассы позволяет сохранить хороший контакт края протеза со слизистой оболочкой, не вызывая травмы последней.

Наличие острого или «болтающегося гребня» также затрудняет использование съемных протезов из-за плохой их фиксации и возникновения болевых ощущений при нагрузке во время смыкания зубов. Применение эластичных подкладок в таких случаях будет также целесообразно.

Ряд авторов рекомендуют при различных неблагоприятных условиях для протезирования в полости рта (сильной атрофии альвеолярных отростков, наличии экзостозов, сильно выраженных верхнечелюстных бугров, турса, Рубцовых изменениях слизистой оболочки и т.д.) прибегать к хирургической подготовке протезного ложа. Однако зачастую применение хирургических методов является неоправданным, пациенты не соглашались на операции, как правило, у них имеются общесоматические противопоказания. Часто после хирургического вмешательства возникают рубцовые изменения, которые очень сильно осложняют протезирование полными съемными протезами, особенно на нижней челюсти. В большинстве случаев возникшие проблемы можно решить путем

правильного выбора границ протеза и применения эластичной подкладки. Например, при наличии сильно выраженных бугров или экзостозов на верхней челюсти нет необходимости их удалять. Мы предлагаем методику изготовления протезов с эластичной подкладкой при подобных анатомических условиях в полости рта. Суть ее заключается в том, что граница пластмассового базиса протеза с одной или обеих сторон доходит до «экватора» бугра или экзостоза; далее крыло протеза изготавливается из эластичного материала до необходимого уровня. При такой конструкции не возникает проблем во время наложения протеза на челюсть из-за эластичности «крыльев», при этом протез хорошо фиксируется на челюсти.

В челюстно-лицевой ортопедии протезы и аппараты должны восстанавливать разрушенные твердые и мягкие ткани, не должны оказывать отрицательного воздействия на ткани протезного ложа. Но этого не всегда удается добиться, применяя жесткие базисные материалы. Ряд авторов рекомендовали использовать в этом случае эластические материалы. Широкое применение в этой области нашли силиконовые материалы (рис. Ю.4).

Таким образом, показанием для изготовления двухслойного базиса могут служить следующие состояния полости рта:

- наличие участков в пределах протезного ложа, покрытых истонченной слизистой оболочкой, — острая форма альвеолярного отростка, острые края лунок, экзостозы;
- сухая малоподатливая слизистая оболочка;
- резкая и (или) неравномерная атрофия альвеолярного отростка;
- при изготовлении имediat-протезов;
- при хронических заболеваниях слизистой оболочки полости рта;
- при непереносимости к акриловым материалам;
- в челюстно-лицевом протезировании и;
- при сильно выраженных верхнечелюстных буграх.

Лабораторные и клинические исследования материалов различной химической природы для эластичных подкладок к базисам зубных протезов, проведенные рядом авторов, позволили определить комплекс физико-механических, химических, технологических и биологических свойств, которым должен обладать



Рис. 10.4. Челюстно-лицевой протез с мягкой подкладкой.

материал для эластичной подкладки. В этот комплекс свойств входят:

- высокая эластичность;
- низкий модуль упругости при сжатии;
- хорошая адгезия к акриловому базису;
- достаточная когезионная прочность;
- низкое водопоглощение;
- биологическая инертность;
- долговечность;
- простая технология переработки.

Нужно отметить, что до настоящего времени идеального материала, отвечающего всем требованиям, пока не создано. В настоящее время известно очень большое количество синтетических эластомеров, применяемых для изготовления двухслойных базисов протезов. По своему химическому составу их можно разделить на шесть основных групп:

- натуральная резина;
- акриловые — Coe Super Soft (США), Soft Oril (США), Soft Liner (Япония);
- силиконовые — ГосСил (Россия), Ортосил, Ортосил-М (Украина), Molosil (Германия), Simpa (Германия), Flesibase (США), Molloplast-B (Германия), Mucopren-soft (Германия);
- полихлорвиниловые — ПМ-01 (Украина), LTV (Япония);
- полиуретановые — СКУ-ПФЛ, Petal Soft (США);
- фторкаучуковые — Polyfosfazine (США), Fluoroelastomer (США), Novus-TM (США).

Нужно отметить, что из перечисленных материалов есть довольно хорошего качества, однако упаковка для 5—7 протезов стоит от 120 до 200 долл. США.

По методу изготовления все материалы, применяемые в качестве мягких подкладок, можно разделить на две группы: холодного и горячего отверждения.

К первой группе относятся материалы, полимеризация которых происходит в полости рта пациента. Материалы горячего отверждения полимеризуются в лаборатории под действием тепла. У каждой группы есть свои преимущества и недостатки. Основное преимущество материалов холодного отверждения — быстрота изготовления. При этом исключаются лабораторные этапы, что снижает риск изготовления некачественного протеза. Но, как правило, эта группа материалов применяется как временная, так как часто происходит изменение физико-механических свойств подкладки, ее отслоение. Нередко при тяжелых анатомических условиях не удается добиться равномерного достаточного слоя подкладки из-за различной податливости слизистой оболочки полости рта. Этого можно избежать, применяя материалы горячей полимеризации. Они, как правило, более долговечны, и толщину эластичного слоя можно легко контролировать. Иногда при недостаточной «прилипаемости» эластичного материала к базису протеза между ними вводят адгезив. В отечественной литературе этот вопрос освещен очень мало.

Материалы на основе натуральной резины стали применять раньше других для изготовления двухслойных базисов. Они использовались при изготовлении протезов на основе натурального каучука (так называемые вулканические протезы) и представлял собой модифицированную натуральную резину, полученную при соотношении серы к каучуку 1:5. Подкладки из этого материала имели большое водопоглощение, высокую пористость, быстро загрязнялись. Применять их можно было только с вулканическим базисом, так как они имели очень плохую адгезию к акрилатам. Ввиду этих явных недостатков, натуральную резину в качестве материала для мягкой подкладки не используют.

Основой эластичных акриловых материалов является пластифицированная пластмасса, что и определяет все ее свойства. В 1954 г. И.И.Ревзиным была создана первая эластичная пластмасса «АКР-9», представляющая собой полиметилметакрилат, пластифицированный салициловой кислотой и дибутилфталатом. Позже был создан материал на основе сополимеров метилакрилата со стиролом и метилметакрилатом. Он выпускался в виде пластин, которые размягчались и становились эластичными в полости рта.

Результаты клинических наблюдений показали, что материалы этой группы достаточно прочно связываются с базисом протеза. Но это, пожалуй, их единственное положительное качество. Низкомолекулярный пластификатор легко вымывался из подкладки, которая становилась жесткой и имела пористую, измененную в цвете поверхность. Так как в состав этих материалов входит метилметакрилат, то применение их при аллергических реакциях в полости рта является противопоказанным.

Полихлорвиниловая основа для эластичных подкладок представлена материалами двух видов: порошок-жидкость («Эладент», «ПМ-01») и гель в виде тонкой пластины, покрытой с двух сторон полиэтиленовой пленкой. Материалы представляют собой сополимеры акрилатов с винилхлоридом. Эти материалы довольно прочно соединяются с базисом протеза, но обладают большой пористостью. Для изготовления подкладок из поливинилхлорида необходимо большое количество пластификатора — не менее 70% — для понижения температуры переработки и получения мягкого материала. В процессе пользования протезом пластификатор вымывается и подкладка твердеет. Со временем на их поверхности скапливаются микроорганизмы, образуется налет. Подкладка теряет эластичность, меняет цвет, становится жесткой.

Материалы на силиконовой основе обладают стабильной эластичностью и малым водопоглощением. Более длительно эластичность сохраняют силиконовые подкладки горячей полимеризации, хотя клиницистов больше привлекает простота технологии, при которой силиконовые материалы полимеризуются при комнатной температуре. На готовый и заранее обработанный протез наносят формовочный материал и вводят в полость рта пациента. Подкладка хорошо оформляется, точно соответствует рельефу слизистой оболочки полости рта. Но силиконовые материалы плохо соединяются с акриловым базисом протеза, поэтому для увеличения адгезии необходимо предварительно обработать протез адгезивом. Природа адгезивов для силиконовых материалов различна. У нас этот вопрос практически не изучен. За рубежом широкое применение нашли адгезивы на основе уксусной кислоты, ацетона, платины.

Силиконовые материалы горячей полимеризации имеют ряд преимуществ перед материалами холодного отверждения: они более прочно соединяются с базисом протеза, создают более выраженный, равномерный слой эластичной подкладки, более долговечны.

Фторкаучуковую основу материалов для эластичных подкладок стали выпускать сравнительно недавно. По утверждению некоторых авторов, материалы на фторкаучуковой основе хорошо соединяются с акрилатами, имеют высокие физико-химические показатели. Они обладают высокой эластичностью и низкой водопоглощаемостью. Высокая прочность материала позволяет изготавливать фрагменты протезов толщиной от 0,2 до 3 мм.

Базисный материал на полиуретановой основе стали выпускать также сравнительно недавно. Вначале материалы этой группы, в том числе и отечествен-

ный материал «СКУ-ПФЛ», рекомендовали для изготовления боксерских шин. В последние годы их используют для изготовления базисов пластиночных протезов. Основу из полиуретана рекомендуют укреплять решетками, отлитыми из нержавеющей сплавов, а прослойку между зубным рядом и собственно эластичным базисом изготавливают из твердой базисной пластмассы.

Важной характеристикой эластичной подкладки является величина ее поверхностной твердости. Этот показатель измеряют с помощью прибора твердометра для резины типа Шора. В литературе нет точных данных о степени необходимой твердости подкладок, значения варьируют от 1 до 85 ед. Ш. При этом наиболее важным показателем является не первоначальная величина твердости, а ее изменения в процессе эксплуатации протезов. Пластифицированные материалы (акрилаты, ПВХ) резко увеличивают поверхностную твердость уже через 4 нед. за счет быстрого вымывания пластификатора из материала. Наиболее стабильную эластичность, определяемую по поверхностной твердости, имеют силиконовые материалы горячей полимеризации.

Другим немаловажным свойством, определяющим выбор материала для изготовления подкладки, является степень прочности сцепления эластичной подкладки с акриловым базисом протеза. Силиконовые материалы, особенно холодной полимеризации, уступают акрилатам и ПВХ по адгезионным показателям. Это является основным и, пожалуй, единственным недостатком, ограничивающим их широкое применение в клинической практике. Подкладки из силиконового материала холодного отверждения служат не более 6 месяцев, после чего происходит их отслоение от базиса протеза, хотя сам материал зачастую сохраняет все свои первоначальные свойства.

Так как отслоение эластичной подкладки начинается, как правило, в области краев протеза (в этом месте толщина подкладки сходит «на нет»), то рядом авторов было предложено изготавливать на пластмассовом базисе протеза «фальц» или уступ. По всему периметру наружной поверхности протеза фиссурным или обратноконусным бором снимают пластмассу на глубину около 1 мм и высоту около 1,5 мм, после чего производят перебазировку силиконовым материалом холодной полимеризации под силой жевательного давления с функциональным оформлением краев протеза. Этим способом добиваются создания объемного края из эластичного материала, что улучшает физическую адгезию к базису протеза.

В последнее время для улучшения адгезии силиконового материала стали применять адгезивы, которые вводят между базисом протеза и эластичной подкладкой, пытаясь добиться химического сцепления материалов.

С 1961 по 1990 г. мы пользовались силиконовыми подкладками «Ортосил» (горячей полимеризации) и «Орто-сил-М» (холодной полимеризации), которые выпускал Харьковский завод медицинских пластмасс и стоматологических материалов.

Таким образом, эластичная подкладка может наноситься:

- на весь базис протеза верхней или нижней челюсти;
- на определенные участки базиса;
- по краю протеза.

Если эластичная подкладка наносится для разобщения базиса от слизистой оболочки (при непереносимости к акрилатам), то толщина эластичного слоя может быть 0,2 мм.

В том случае, если эластичный материал применяется для улучшения фиксации или уменьшения болевых ощущений, толщину мягкой подкладки необхо-

димо доводить до 2 мм, иначе она не будет выполнять возложенных на нее задач.

Применение эластичных подкладок в съемном протезировании может существенно помочь врачу добиться желаемого результата, однако в нашей стране изучение и выпуск подобной продукции не освоено. Пока нет ни одного отечественного материала для мягких подкладок, а зарубежные материалы весьма дороги и зачастую не всегда отвечают всем необходимым химическим и особенно физико-механическим требованиям. Все это является мощным сдерживающим фактором, препятствующим внедрению подобных методик в широкую практику врачей-стоматологов в России.

Для решения этой задачи перед нами была поставлена цель: создать отечественный силиконовый материал для изготовления двухслойных базисов съемных протезов. При этом материал должен отвечать всем необходимым химическим, токсикологическим и физико-механическим требованиям, быть относительно

дешевым и обладать простой технологичностью. Результатом сотрудничества кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ и ЗАО «МедСил» явилось создание силиконового материала горячей полимеризации «ГосСил» (И.Ю.Лебедеенко, А.П.Воронов, А.Б.Перегудов, К.Г.Налбандян, И.А.Воронов, А.В.Горшков).

Силиконовый материал горячей полимеризации для эластичных подкладок «ГосСил».

Материал, на основе монолитного силикона «А» «ГосСил» (рис. 10.5) применяется в стоматологической практике для изготовления эластичных подкладок съемных зубных протезов при полном и частичном отсутствии зубов, имеди-ат-протезировании, непереносимости к акрилатам, заболеваниях слизистой оболочки полости рта, изготовлении челюстно-лицевых протезов. Применение материала способствует уменьшению болевых ощущений под протезом и улучшению фиксации последних.

Материал «ГосСил» представляет собой композицию горячей полимеризации на силиконовой основе. Материал обладает высокими физико-механическими и санитарно-химическими свойствами. Для повышения прочности сцепления материала с акриловым базисом протеза в комплект введен адгезив. Материал «ГосСил» прост и удобен в работе, точно передает рельеф изготавливаемой поверхности протезного ложа (рис. 10.6).

Изготовление гипсовой модели осуществляют по общепринятой методике. При изготовлении восковых базисов для постановки искусственных зубов зубной техник должен предусмотреть место для эластичной подкладки. Восковой базис должен быть толщиной 2,5—3 см. Особенно это относится к толщине на нижней челюсти под фронтальной группой зубов.

В некоторых случаях приходится укорачивать зубы за счет их пришеечной части. В противном случае, если толщина



Рис. 10.5. Комплект мягкой подкладки «ГосСил».

мягкой подкладки будет минимальной, она не будет выполнять возложенных на нее задач по фиксации и уменьшению болевых ощущений под протезом.

Тонкий слой эластичной подкладки (0,2 мм) можно применять только в случае, когда необходимо разделить жесткий базис протеза и слизистую оболочку при аллергии.

После проверки врачом конструкции протеза в полости рта зубной техник изготавливает на модели восковую подложку по границам будущего протеза толщиной 1,8—2 мм, используя для этого пласт-

тинку базисного воска. Затем она снимается и откладывается в сторону. Гипсовая модель с постановкой зубов на воске гипсуется по обычной методике в кювету. После этого воск вываривают, открывают кювету и обрабатывают модель изолирующим лаком. Далее на модель устанавливают восковую подложку, покрывают ее целлофаном и пакуют пластмассовое тесто. После прессования кювету открывают, удаляют воск (подложку), целлофан и обрабатывают поверхность отпрессованной пластмассы адгезивом из комплекта материала «ГосСил». Через

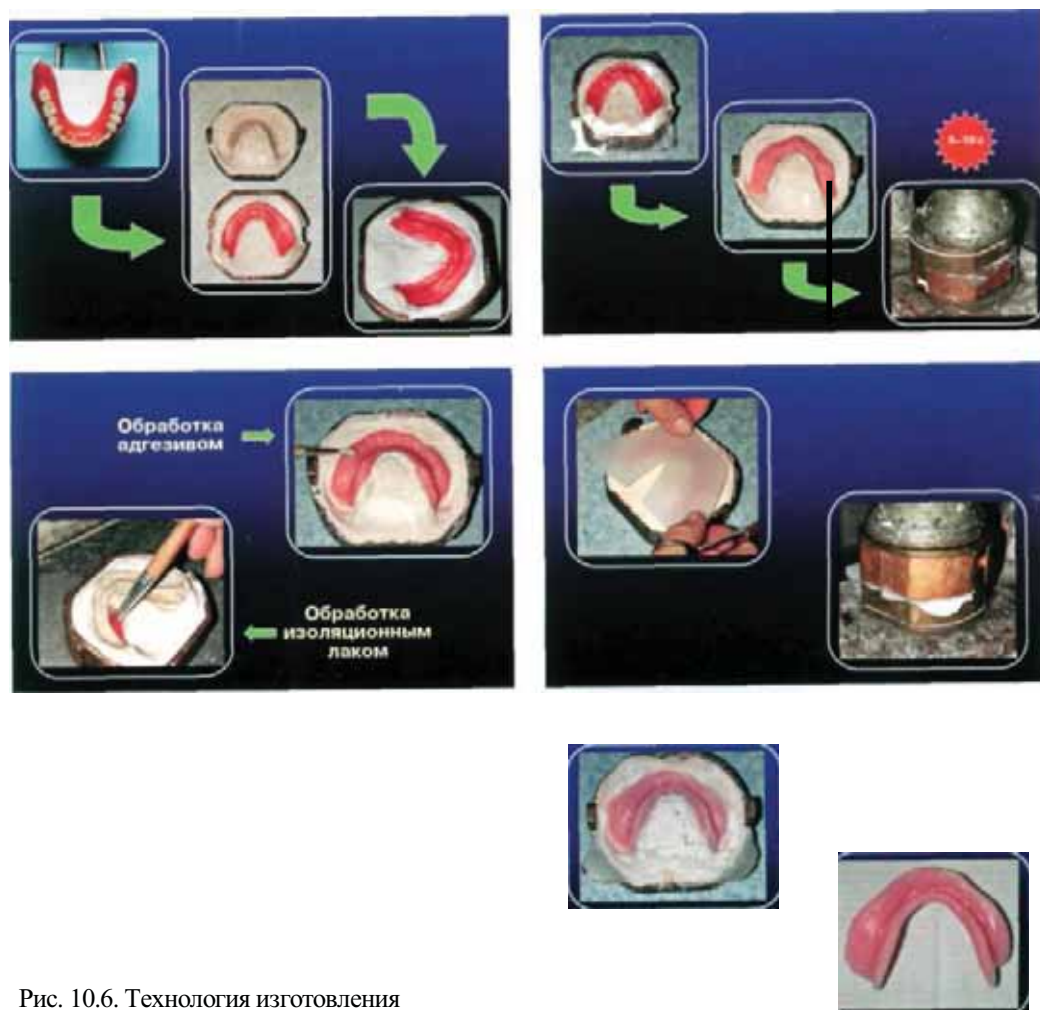


Рис. 10.6. Технология изготовления двухслойного базиса.

2 мин укладывают пластинку силиконового материала на отпрессованную поверхность пластмассы, соединяют обе части кюветы, прессуют и полимеризуют на водяной бане согласно инструкции по полимеризации обычной пластмассы. После извлечения готового протеза из кюветы его обрабатывают и полируют. Применяют специальные фрезы для эластичных подкладок.

Изготовление эластичной подкладки «ГосСил» на ранее изготовленный протез. Имеющимся протезом с помощью корригирующего силиконового оттискного материала снимают функциональный оттиск в прикусе, который вместе с протезом гипсуют в кювету обратным способом. Затем кювету открывают, удаляют оттискной материал и фрезой снимают около 1,8 мм пластмассы по всей площади протеза. Поверхность протеза очищают, высушивают и обезжиривают.

После обработки адгезивом в течение 2 мин поверхности пластмассового протеза на модель накладывается пластинка силиконового материала «ГосСил», соединяют обе части кюветы, прессуют и полимеризуют на водяной бане по инструкции к обычной пластмассе. После извлечения протеза из кюветы его тщательно обрабатывают.

Материал «ГосСил» следует хранить в сухом месте при температуре не выше

+25°C, избегать попадания прямых солнечных лучей.

На основании клинического опыта работы с эластичной подкладкой «ГосСил» можно сделать следующие выводы:

1) протезы с эластичной подкладкой требуют гораздо меньшего числа коррекций;

2) сила фиксации протезов с мягкой подкладкой увеличивается в 2—3 раза;

3) жевательная эффективность протезов, по Рубинову, без мягкой подкладки около 37-46%, а с «ГосСил» - 68-79%.

Эластичные подкладки холодной полимеризации. Быстрое и широкое внедрение в клиническую практику биоматериалов на основе силиконовых эластомеров, несмотря на их относительно высокую стоимость, обусловлено специфическими свойствами этого класса полимеров: физиологической инертностью, гидрофобностью, хорошей гемо- и тканесовместимостью. Важным преимуществом силиконовых эластомеров, по сравнению с другими биоматериалами, является то, что их консистенция близка к консистенции окружающих тканей и они представляют собой почти идеальный конструкционный материал (рис. 10.7).

Сотрудниками кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ (Е.В.Харчилава, И.Ю.Лсбеденко, А.П.Воронов, И.А.Воронов, К.Г.Налбандян и др.) в сотрудничестве с ЗАО «МедСил» была разработана новая отечественная мягкая подкладка холодной вулканизации для двухслойных протезов, которая получила название «Прокладка эластичная силиконовая клиническая» («ПЭС-К»). «ПЭС-К» представляет собой силикон А класса, на основе силиконовых эластомеров, которая твердеет при температуре полости рта в течение 5 мин (рис. 10.8).

В результате проведенных исследований были разработаны показания к применению эластичных материалов для формирования двухслойных базисов



Рис. 10.7. Протез с двухслойным базисом.

пластиночных протезов, в частности для «ПЭС-К»:

- после изготовления имедиат-протезов;
- после удаления большого количества зубов;
- при изготовлении челюстно-лицевых протезов;
- при непереносимости к протезам, изготовленным из акриловой пластмассы;
- при наличии экзостозов и костных выступов на протезном ложе, острой челюстно-подъязычной линии;
- при плохой фиксации имеющихся протезов;
- при болевых ощущениях под протезами.

Временную мягкую «ПЭС-К» подкладку можно наносить на имеющиеся или вновь изготовленные протезы. Мягкая подкладка «ПЭС-К» может наноситься на весь базис протеза или на часть его.

Технология применения

Проверяется прикус во рту.

С поверхности протеза, прилежащей к слизистой оболочке, снимается слой пластмассы на 1—2 мм в зависимости от назначения эластичной подкладки. По краю протеза делается фаска с помощью головки с обратным конусом, фрезой, колесовидным бором. По поверхности протеза, прилежащей к слизистой оболочке, колесовидным бором создаются насечки, ретенционные пункты (см. рис. 10.9).

Протез тщательно высушивается теплым воздухом и покрывается адгезивом «Waset 6790» в один слой.

Через 2 мин выдавливается из туб в равной пропорции эластичный материал или из картриджа с помощью специального шприца, тщательно размешивается и равномерным слоем наносится на базис протеза. Протез с подкладкой вводится в полость рта, больной смыкает зубы в положении центральной окклюзии, затем языком и губами оформляет края.

Время вулканизации «ПЭС-К» 5—6 мин при температуре полости рта. Затем протез выводится из полости рта, излишки мягкой пластмассы срезаются скальпелем полиции фаски и зашлифовываются фрезой.

В тех случаях, когда имеются экзостозы или острые костные выступы, в протезе на 2 мм выбирается слой только в этом участке; все остальное производится по выше указанной технологии.

При непереносимости акриловых протезов, когда надо разделить акриловый базис от слизистой оболочки, толщина мягкой подкладки может быть 0,5—1 мм. В тех случаях, когда имеются болевые ощущения, толщина мягкой подкладки около 2 мм. Мягкая подкладка имеет розовый цвет, без запаха и вкуса.

Пациенты отмечают прекращение болей под протезом и значительное улучшение фиксации. Данная эластичная подкладка считается временной и служит приблизительно 7—10 мес, а в дальнейшем манипуляцию можно повторить.

Мягкая подкладка «ПМ-С» разработана на основе силикона Ю.И.Долгополом, И.А.Вороновым на акционерном обществе «Стома» в Харькове. Основными свойствами материала являются быстрое и простое изготовление подкладки, отсутствие вкуса и запаха. Материал со-



jitm tmt «»»» »™ "" "" 1~



Рис. 10.8. Комплект мягкой подкладки «ПЭС-К».

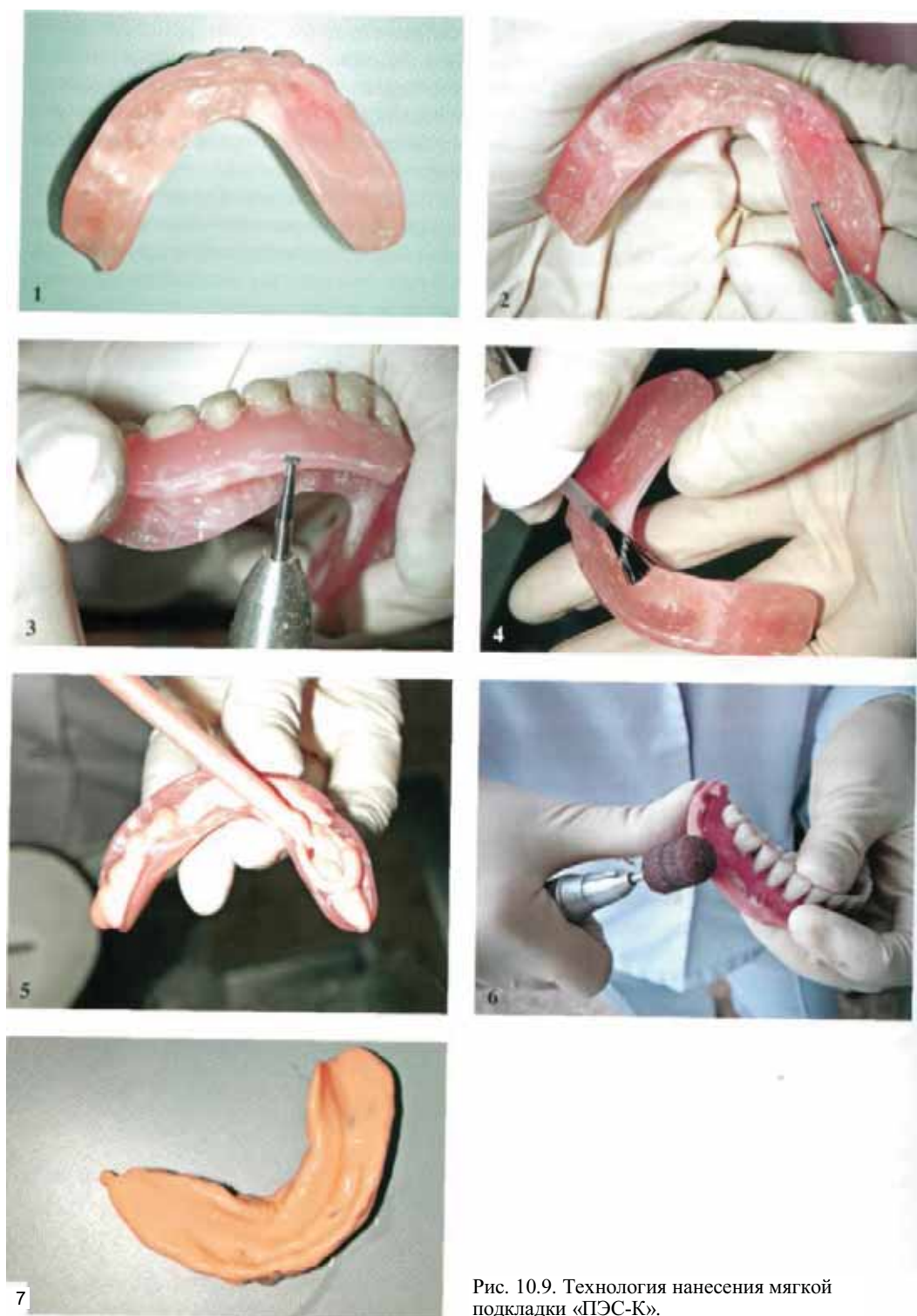


Рис. 10.9. Технология нанесения мягкой подкладки «ПЭС-К».



Рис. 10.10. Комплект мягкой подкладки «ПМ-С».

стоит из 2 паст и праймера (рис. 10.10). Подготовка протеза и дальнейшие манипуляции проводятся по описанной выше методике.

На кафедре факультетской ортопедической стоматологии МГМСУ Б.П.Марковым, М.А.Зоткиной и Е.Г.Пан совместно с ООО НТФ «Полисил-М» также разработан материал холодной полимеризации «Дентасил-Р». Он выпускается в виде пасты, катализатора, растворителя и подслоя. В связи с тем, что паста жидковатая, авторы при подготовке протеза предлагают оставить 3 перемычки в старом протезе для того, чтобы мягкая подкладка не продавилась. После полимеризации материала пластмассовые перемычки удаляют, туда накладывают небольшое количество пасты и получают окончательный оттиск.

10.3. АДГЕЗИЯ ЭЛАСТИЧНОЙ ПОДКЛАДКИ К БАЗИСУ ПРОТЕЗА

Адгезия — это сила, которая соединяет два разнородных материала, приведенных в близкий контакт. *Адгезия* отличается от *когезии*, которая является притяжением между одинаковыми атомами или молекулами в пределах одного вещества.

Адгезия между твердым и материалами

На атомном уровне все поверхности являются неровными (шероховатыми).

Это означает, что если их привести в контакт, то они будут соприкасаться только выступами на поверхностях. В этих точках может возникать очень высокое давление, в результате которого, при отсутствии загрязняющих веществ, может появиться эффект, называемый *локальной адгезией*, или *холодной сваркой*. Если мы попытаемся переместить путем скольжения одну поверхность по отношению к другой, то почувствуем сопротивление, которое называется *трением*.

Причиной трения является необходимость сдвига или разрыва связей, образованных локальной адгезией. Обычно прочность локальной адгезии настолько высока, что процесс разрыва протекает не по границе раздела между выступами поверхности, а внутри твердого вещества. Этим можно объяснить такое явление, как стирание материала в результате трения (фрикционный износ).

Несмотря на то что силы трения, возникшие в результате локальной адгезии, могут быть достаточно высокими, определить адгезионную силу в направлении *нормали*, т.е. силу, перпендикулярную к поверхности материала, обычно невозможно. Это объясняют возникновением напряжений упругости (упругих напряжений) материала, действующих в нормальном направлении и исчезающих сразу же после снятия нагрузки на материал.

Только очень мягкие металлы, такие как чистое золото, могут ослабить упругие напряжения за счет своей текучести и предотвратить разрушение в области соединения (локальной адгезии) в результате приложения нагрузки в нормальном направлении. Примером использования этого явления в стоматологии является применение когезионного золота.

При попытках вытереть стекло тканью на его поверхности сохраняется очень тонкий слой воды. Единственным спосо-

бом удаления всей воды с поверхности стекла является нагрев пластины.

Этим примером можно проиллюстрировать хорошую адгезию, возникшую между жидкостью и твердым веществом. В данном случае адгезию можно объяснить способностью жидкости образовывать очень близкий (межмолекулярный) контакт с твердым веществом на большой площади поверхности. Этим хорошая адгезия между жидкостью и твердым веществом отличается от слабой адгезии (которая была описана выше), возникающей между твердыми телами, которые контактируют между собой только в отдельных точках.

Таким образом, одним из главных условий адгезии, которым нельзя пренебрегать, является плотный контакт между двумя веществами, поскольку образование прочной связи возможно только при близком межмолекулярном контакте. Данное требование кажется простым, однако с его выполнением могут возникать проблемы, поскольку очень сложно обеспечить близкий контакт между разнородными твердыми веществами на микроскопическом уровне, о чем уже упоминалось выше.

Допустим, что для возникновения адгезии расстояние между взаимодействующими молекулами должно составлять не более 0,0007 мкм. Понятно, что адгезия между двумя твердыми веществами практически невозможна. Однако ее можно создать путем использования третьего вещества (обычно в жидком или полужидком состоянии), которое будет действовать как промежуточная среда.

Вещество, соединяющее два материала, называется *адгезивом*, а поверхности взаимодействующих материалов — *адгезивентами*, или *субстратами*. Совокупность точек, в которых субстраты контактируют с адгезивом, называется *поверхностью раздела*.

Само собой разумеется, что каждое явление, происходящее на поверхности раздела, определяет успех или неудачу адгезионной связи. Это относится в равной мере как к адгезивам технического назначения, так и к стоматологическим адгезивам, поэтому в первую очередь мы должны рассмотреть общие требования к адгезивам, а затем приступить к более внимательному изучению механизмов связи.

Критерии адгезии

Перед соединением двух поверхностей необходимо убедиться в их идеальной чистоте, в противном случае будет невозможно образование адгезионной связи.

Во всех инструкциях по применению адгезивов обращается внимание на то, чтобы соединяемые поверхности были чистыми и сухими. И это требование является чрезвычайно важным по ряду объективных причин. Чистая и сухая поверхность материала служит гарантией правильного образования адгезионной связи. Присутствие на поверхности материала загрязняющих веществ будет препятствовать образованию прочной связи, поскольку связь между загрязнителем и поверхностью твердого вещества сама по себе является слабой. Более того, загрязнитель препятствует проникновению адгезивов в субстрат.

В число факторов, влияющих на способность адгезива вступать в близкий контакт с субстратом, входят:

- смачиваемость субстрата адгезивом;
- вязкость адгезива;
- морфология или рельеф поверхности субстрата.

Поверхностная энергия

В массе твердого вещества или жидкости молекулы подвержены действию сил притяжения во всех направлениях. Таким образом, каждая молекула находится в состоянии динамического равнове-

сия с окружающими ее молекулами. Однако на поверхности вещества этот тонкий баланс нарушается, что приводит к притяжению молекулы внутрь, в направлении огромного числа молекул в массе материала. Действие сил притяжения внутрь материала создает энергию на поверхности материала, называемую *поверхностной энергией*. У жидкостей поверхностную энергию называют *поверхностным натяжением*.

Под действием поверхностного натяжения жидкость стремится принять сферическую форму. Это происходит потому, что в отличие от других форм, сфера обладает наименьшей площадью поверхности, и, следовательно, минимальной поверхностной энергией для данного объема жидкости, что позволяет свести к минимуму суммарную энергию жидкости.

В то время как поверхностное натяжение жидкости представляет собой реальное напряжение на ее поверхности, в случае твердого тела поверхностная энергия связана с работой по растяжению его поверхности, а не с приданием этой поверхности определенной формы. Измерить поверхностную энергию твердого вещества намного сложнее, чем жидкости.

Адгезив должен быть совместим с поверхностью, подлежащей соединению. Например, гидрофобные (не смачиваемые водой) полимеры не склеиваются с гидрофильными (смачиваемые водой) поверхностями.

Вязкость

Для успешного использования адгезива необходимо, чтобы он мог не только образовывать близкий контакт с субстратом, но и легко растекаться по его поверхности, но не до такой степени, чтобы его текучестью нельзя было бы управлять. Движущая сила растекания жидкости зависит от ее способности смачивать твердую поверхность. Движущей силой

противодействует вязкость жидкости. Нежелательно, чтобы жидкость имела слишком высокую вязкость. Высокая вязкость будет препятствовать легкому растеканию жидкости по поверхности твердого субстрата и ее проникновению в узкие трещины и щели.

Шероховатость поверхности

Преимуществом грубой или шероховатой поверхности является увеличение площади для создания адгезионного соединения, однако есть и недостаток такой поверхности — возможность захвата воздуха. Захват воздуха может значительно снизить эффективное пространство для склеивания, в результате чего произойдет ослабление связи. Составными элементами неровностей поверхности являются трещины и щели, поэтому одним из требований, предъявляемых к адгезиву, является его способность затекать в углубления на поверхности субстрата.

Площадь поверхности шероховатого субстрата выше, чем гладкого, на большей площади поверхности сможет образоваться большее число связей. Если неровности поверхности будут иметь определенное строение (морфологию), например на поверхности субстрата будут присутствовать микроскопические поднутрения, то прочность адгезии может усиливаться за счет *микромеханического сцепления*.

Механизмы адгезии

Адгезионная связь может быть механической, физической или химической, но обычно она представляет собой комбинацию этих видов связи.

Механическая адгезия

Простейшим видом адгезии является механическое сцепление компонентов адгезива с поверхностью субстрата. Эта адгезия образуется за счет присутствия таких неровностей поверхности, как уг-

лубления, трещины, щели, при развитии которых образуются микроскопические поднутрения.

Основным условием образования механической адгезии является способность адгезива легко проникать в углубления на поверхности субстрата, а затем твердеть.

физическая адгезия

При близком контакте двух плоскостей образуются вторичные связи за счет диполь-дипольного взаимодействия между поляризованными молекулами. Величина возникших сил притяжения очень невелика, даже если они и обладают высоким значением дипольного момента или повышенной полярностью.

Величина энергии связи зависит от ориентальной ориентации диполей в двух плоскостях, однако обычно эта величина составляет не более 0,2 электрон-вольт. Это значение намного меньше, чем у первичных связей, таких как ионные или ковалентные, у которых энергия связи обычно колеблется в пределах от 2,0 до 6,0 электрон-вольт.

Химическая адгезия

Если после адсорбции на поверхности молекула диссоциирует и затем ее функциональные группы, каждая в отдельности, смогут соединяться ковалентными или ионными связями с поверхностью, то в результате образуется прочная адгезионная связь. Такую форму адгезии называют *хемосорбцией*, и она может быть по своей природе как ионной, так и ко-валентной.

Праймеры

Праймеры, подобно аппретам, представляют собой другую группу веществ, разработанных для усиления способности поверхности субстрата к адгезионному взаимодействию. Обычно праймеры используются в сочетании с адгезивами.

Типичным примером использования праймера является герметизация поверхности деревянного изделия перед покры-

тием клеем. Если она не будет загерметизирована, адгезив может впитаться в поры изделия и на склеиваемой поверхности ничего не останется.

Существует множество примеров использования праймеров в стоматологии, в том числе фосфорная кислота, используемая для травления поверхности эмали, множество кондиционеров для дентина, которые используются в сочетании с дентинными адгезивами. К сожалению, авторы многих стоматологических публикаций и учебников по стоматологии не видят разницы между аппретами и праймерами и часто заменяют один термин другим.

Заключение

Адгезия представляет собой сложное явление. Ее нельзя объяснить с помощью одной единственной модели. Образование адгезионной связи зависит от множества факторов, в редких случаях она обеспечивается каким-то одним механизмом.

Клиническое значение. В ортопедической стоматологии она дает возможность использовать новые материалы и технологии. Не существует такой области стоматологии, в которой в той или иной степени не использовались бы наши углубленные представления о межмолекулярном взаимодействии на границе раздела двух материалов.

Одной из основных проблем, возникающих при создании эластичных прокладок для съемных зубных протезов, является вопрос прочного соединения подкладки с поверхностью пластмассового базиса.

Успешное решение поставленной задачи может не быть достигнуто без учета химической природы соединяемых материалов и без создания условий, обеспечивающих возможно более полное взаимодействие между молекулами эластичной подкладки и акрилового базиса.

Повышение интенсивности взаимодействия на границе раздела фаз, т.е. создание условий, при которых между молекулами соединяемых поверхностей возникают более прочные связи, на наш взгляд, — наиболее универсальный способ повышения адгезионной прочности. Одним из самых эффективных приемов повышения адгезионной прочности является подбор специальных соединений (адгезивов), имеющих сродство к обоим субстратам (эластичная подложка и базис) и содержащих различные по природе и реакционной способности функциональные группы.

В связи с вышеизложенным, в качестве адгезивов были исследованы следующие соединения: тэтрабутоксититан (ТБТ), тетраэтоксисилон (ТЭС), продукт сокоинденсации акрилата с у-аминопропилтриэтоксисилоном (ПАЭ), а также адгезивы Wacser 6790 и UV 1860/120.

Исследуемые адгезивы в виде 6—10% растворов в органических растворителях, наносились кисточкой на заготовки (пластина шириной 25 мм) на основе пластмасс «Стом-Акрил», и после высыхания в течение 10—15 мин при комнатной температуре на обработанные поверхности наносился слой силиконовой композиции.

Пластмасса с нанесенной подкладкой выдерживалась под давлением в течение 5 мин, а после этого испытывалась на усилие отрыва (табл. 10.1).

Как видно из полученных экспериментальных данных, наиболее эффективным адгезивом является ПАЭ, обеспечивающий высокую прочность связи пластмассы с силиконовой подкладкой.

Очевидно, высокая прочность связи в системе «пластмасса—силикон», достигаемая при использовании ПАЭ, обусловлена наличием в указанном адгезиве активных функциональных групп, способных к взаимодействию как с непрореагировавшими активными группами в сили-

коновой композиции (Si-H ; SiCH=CH_2 ; SiOH), так и с кислородосодержащими группами поверхности пластмассы, соединяя таким образом обе поверхности с образованием прочных химических связей.

Полученное адгезионное соединение обладает хорошей устойчивостью к воздействию различных биологических сред, что является важным параметром, определяющим эксплуатационные характеристики протеза, находящегося в полости рта и контактирующего с различными биологическими средами (слюна, различные жидкости и т.п.).

Так, после выдержки полученных съемных протезов в физиологическом растворе в течение 14 дней показатель усилия отрыва подкладки от пластмассового базиса практически не изменился и составляет 8,6 МПа. При этом основные физико-механические показатели эластичной подкладки (прочность и эластичность) также не изменяют свои значения.

Вместе с тем у используемых в настоящее время отечественных подкладок для съемных зубных протезов на основе поливинилхлорида в процессе аналогичных испытаний (выдержка в физиологическом растворе в течение 24 ч) наблюдается значительное снижение физико-

Таблица 10.1

Влияние адгезива на прочность соединения подкладки с пластмассой

Адгезив	Сопротивление отрыву, МПа
Без адгезива	Нет крепления
ТБТ	1,2
ТЭС	1,0
ПАЭ	X,2
6790	2,3
UV 1860/120	2,0
Xemosil	1,5

механических показателей: твердость увеличивается на 25%, эластичность снижается на 20%, что, очевидно, обусловлено «вымыванием» пластификатора из полимера при контакте с жидкими средами.

Таким образом, полученные экспериментальные данные позволили разработать силиконовую композицию для изготовления эластичных подкладок марки ПЭС (подкладка эластичная, силиконовая), обладающих, по сравнению с аналогичными изделиями (подкладка ПМС, Харьков), более высокими прочностными показателями.

Для присоединения «ГосСил» к базису съемного протеза применяется раствор полибутилтитаната в Н-гептоне, а также разбавленный в растворителе силиконовый полимер или алкилсилановое связующее звено.

10.4. ПРОТЕЗЫ С ТИТАНОВЫМИ БАЗИСАМИ

В последнее время все чаще при обсуждении причин выбора того или иного сплава для использования в протезировании затрагиваются вопросы о его биологической совместимости с организмом человека и возможности возникновения побочных явлений (Лебеденко И.Ю., 1995).

Хотя использование сплавов на основе драгоценных металлов имеет давнюю историю но, несмотря на их высокую стоимость, разработка и исследование ведутся по настоящее время.

Кроме сплавов на основе золота для использования в съемном протезировании предлагались серебряно-палладиевый сплав и различные биметаллические и триметаллические материалы (Курляндский В.Ю., 1968).

Имеются исследования, показывающие, что компоненты драгоценных сплавов могут вызвать явления непереносимости. Отмечено появление в слюне по-

вышенного количества составляющих золотых сплавов (Аи, Си, Аg), что подтверждает возможность их коррозии в полости рта (Курляндский В.Ю., Гожая Л.Д., Широкова М.Д., 1971). Серебряно-палладиевый сплав в полости рта может темнеть, в ряде случаев вызывать гальваноз (Нападов М.А., 1990).

В последние годы резко возрос интерес к использованию в стоматологии титана и его сплавов. Титановые сплавы благодаря возникающей на их поверхности окисной пленке обладают уникальной биосовместимостью. Титан имеет большую, чем нержавеющая сталь, прочность при меньшем почти в 2 раза удельном весе и высокую коррозионную стойкость. Титан оказывает усиленное сопротивление агрессивной среде, создаваемой биологическими жидкостями, в том числе и в полости рта (Рогожников Г.И. и др., 1991).

В течение 10 лет литье зубных протезов из титана пропагандируется в Японии и США, а в последнее время в Германии и России разработаны различные виды оборудования для центробежного или вакуумного литья, рентгеновского контроля качества отливок, специальные огнеупорные материалы.

В настоящее время в литературе описаны три различные системы для литья титана и его сплавов:

- вакуумное литье с отдельными камерами для плавления металла и литья;
- вакуумное литье под давлением с единой камерой для плавления металла и литья;
- центрифужное вакуумное литье.

За рубежом наиболее известны литейные установки Rematitan (Dentaurum, Германия), Vacutherm 3,3 Titan (Linn, Германия), Cyclarc (Morita, Япония), Autocast HC-III (GC, Япония) и приставка литейной установки Manfredi (Италия).

В нашей стране разработана установка «ВДЛСУ-1». Это вакуумно-дуговая литевая установка для литья титановых протезов, предназначенная для плавки расходного электрода из титановых сплавов в гарнисажном тигле с последующей заливкой в формы. «ВДЛСУ-1» изготовлена по аналогии с промышленной плавильно-заливочной установкой «ОКБ-833» (Рогожников Г.И., 1991).

Г.И.Рогожников и В.Л.Сочнев предложили способ штамповки базисов съемных протезов из листового титана, позволяющий улучшить их качество путем обеспечения точности прилегания к микрорельефу протезного ложа за счет упреждения пружинения, возникающего в штампуемом материале. Особенность предложенного способа заключается в том, что предварительное формообразование листовой заготовки осуществляется давлением со стороны эластичной среды (полиуретана) по модели из легкоплавкого металла, полученной по заранее преформированному оттиску, у которого небная выпуклость превышает такую же непреформированного оттиска на величину пружинения штампуемого материала. Окончательная штамповка (калибровка) базиса производится по модели из легкоплавкого металла (свинца), полученной по непреформированному оттиску.

По мнению Г. И.Рогожникова и В.Л.Сочнева (1991), основными показаниями для применения титановых базисов съемных полных зубных протезов могут служить:

- частые поломки съемных протезов;
- непереносимость пластмассовых протезов;
- нарушение биохимического равновесия ротовой жидкости;
- глубокий прикус, осложненный уменьшением межальвеолярной высоты;
- нарушение тактильных и фонетических функций;

- сужение челюстей;
- особенности профессий.

Однако при более полном клиническом исследовании применения штампованных базисов протезов из сплавов титана марки ВТ 1-00 выявился ряд серьезных ограничений, делающих современные методы штампования металлических базисов мало или совершенно непригодными в ортопедической стоматологии:

- базис протеза сечением менее 0,4 мм оказывается непрочным;
- упрочнение базиса ребром жесткости превращает процесс в крайне сложное «рукоделие»;
- холодная штамповка является довольно грубым приемом, осложненным неточностью рельефа, влекущим за собой клинические последствия.

Как было указано выше, титановые сплавы повышенной прочности не подвергают холодной штамповке из-за низкой технологической пластичности. Из-за большого пружинения листовые детали из титановых сплавов после штамповки подвергают ручной доводке или же применяют терморихтовку (Строганов Г.Б., Новиков И.И. и др., 1989).

Производство листовых деталей сложной формы, с глубокими рифтами и малыми радиусами кривизны рельефа из сплавов типов ВТ6 и ВТ20 очень трудоемкое или вообще практически неосуществимое. Выходом из этой ситуации является применение феномена «сверхпластичности» (Бочвар А.А., 1945). В сверхпластическом состоянии титановые сплавы деформируются под действием малых напряжений и имеют большое удлинение до разрыва, что позволяет изготавливать из листа титанового сплава тонкостенные детали сложной формы. Феномен заключается в том, что при определенной температуре металл, имеющий ультрамелкое зерно, после нагревания до 1/2 температуры его плавления ве-

дет себя подобно разогретой смоле, т.е. может удлиняться на сотни и тысячи процентов под действием очень малых нагрузок. Это явление было использовано для создания принципиально нового способа металлообработки, названного сверхпластической формовкой (СПФ).

Сущность способа состоит в том, что сверхпластическую листовую заготовку прижимают к матрице и под действием небольшого газового давления (максимально 7—8 атм.) она сверхпластически деформируется, принимая очень точную форму полости матрицы.

Особое преимущество данного способа заключается в том, что за одну операцию можно получать тонкостенные детали чрезвычайно сложной формы и с очень малыми радиусами кривизны. Именно это свойство сверхпластичности особенно важно для получения металлических базисов протеза с получением точного микрорельефа протезного ложа.

Весьма ценно то, что многие титановые сплавы «природно сверхпластичны» — после серийной обработки в обычном состоянии листы из них могут быть пригодны для СПФ. Еще одним достоинством титановых сплавов является отсутствие склонности к пористости при сверхпластической деформации. Поэтому титановые сплавы — один из наиболее перспективных материалов для производства деталей способом СПФ.

В России подобные работы начаты в 1992 г. Московским медицинским стоматологическим институтом совместно с Московским институтом стали и сплавов и НИИ «Суперметалл». Продолжительный совместный труд ознаменовался разработкой и внедрением технологии СПФ для изготовления базисов съемных протезов.

Сверхпластическая формовка открыла новые возможности для новой технологии получения высококачественных протезов, главными преимуществами которой являются, по общему мнению:

- снижение трудоемкости изготовления протезов из-за отсутствия многооперационных процессов, что существенно сокращает долю ручного труда врача и техников;
- увеличение коэффициента использования металла, в частности титана;
- эффективная обработка давлением трудно деформируемого малопластичного титана;
- уменьшение мощности и металлоемкости деформирующего оборудования;
- улучшение эксплуатационных характеристик деталей;
- возможность переконструирования деталей усложненной формы некоторых видов зубных протезов, вследствие чего достигается снижение массы протеза;
- снижение себестоимости изготовленных изделий.

Клинические этапы изготовления полного съемного протеза с титановым базисом не отличаются от традиционных при изготовлении пластмассовых протезов:

- клиническое обследование больного;
- получение анатомических оттисков;
- изготовление индивидуальной ложки;
- получение функционального оттиска, изготовление рабочей высокопрочной модели.

После этого собственно и начинаются лабораторные этапы изготовления базиса съемного протеза верхней челюсти. Необходимо подготовить рабочую гипсовую модель к дублированию. Особенностью дублирования модели при изготовлении титанового базиса является изоляция альвеолярного гребня бюгельным воском, шириной до 3 мм с каждой стороны, от середины альвеолярного отростка для создания места для пластмассы.

Дублирование производится силиконовой массой. После этого из оттиска извлекают рабочую гипсовую модель и заливают подготовленной в вакуумном смесителе огнеупорной массой «Сиолит».

Дублированная огнеупорной стоматологической массой модель должна быть высушена при комнатной температуре в течение 10—12 ч (за ночь). Данный режим подготовки модели перед сверхпластическим формованием является по данным проведенных исследований наиболее оптимальным и экономичным.

Затем огнеупорные модели размещают в металлической обойме из жаропрочного сплава, которая имеет специальные вырезы, размеры и форма которых позволяет разместить в ней модель верхней челюсти любого пациента.

По оптимальным режимам подготавливают титановый лист из титанового сплава ВТ-14 с заданными свойствами, гарантирующими получение (воспроизведение) точного отпечатка поверхности со всеми особенностями и деталями микро- и макрорельефа на последующих стадиях процесса, по моделям, изготовленным из огнеупорной керамики.

Количество одновременно формируемых базисов может меняться от 1 до 6, в зависимости от экономической целесообразности. На керамические модели сверху накладывают лист титанового сплава толщиной 1 мм. Листовая заготовка зажимается между фланцами двух половинок формы. В нижней полуформе располагаются модели на обойме. Согласно полуформ, их сведение и разведение, создание усилия прижима по кромке листа между полуформами осуществляется прессовой системой. После зажима листа полуформы образуют герметическую камеру, разделенную листом на 2 части, каждая из которых имеет канал сообщения с газовой системой и может быть независимо друг от друга либо вакуумирована, либо запол-

нена инертным газом под некоторым давлением.

С целью оптимизации режима формовки базисов на стадии свободной выдувки написана компьютерная программа расчета параметров формовки. В основу этой программы заложена математическая модель Джоване для формовки осесимметричного купола. Используя компьютерную программу, можно выбирать наиболее рациональный режим формовки для каждого базиса в зависимости от его размеров.

Загерметизированные полуформы помещают в печь, в которой происходит их нагрев до заданной температуры 750–1000°C (рис. 10.11). По достижении необходимой температуры между верхней и нижней камерами создается перепад давления инертного газа, например аргона, от 0,1 до 2,0 М Па. Под листом создают разрежение (вакуум) 0,7–7,0 Па. Лист титанового сплава прогибается в сторону вакуумированной полуформы и «вдувается» в расположенную в ней керамическую модель, облекая ее рельеф. В этот период время и давление выдерживаются по определенной программе. По завершении этой программы печь снимается с оснастки для ускорения охлаждения. Герметичность полуформ поддерживается прессом до температуры,



Рис. 10.11. Аппарат для сверхпластичной штамповки титана.



Рис. 10.12. Титановый базис на модели.



Рис. 10.13. Готовый протезе титановым базисом.

исключающей окисление извлекаемой детали. После этого выравнивают давление в обеих полуформах до нормального и извлекают заготовку из формы. Базисы требуемого профиля вырезают по контуру, например, лучом лазера, обтачивают кромку на абразивном круге, снимают окалину, нарезают ретенционные полосы абразивным диском в седловидной части базиса до середины альвеолярного отростка и электрополируют по разработанной методике.

Ограничитель пластмассы формируется на разных уровнях титанового базиса

с небной и оральной поверхности ниже вершины альвеолярного гребня на 3—4 мм методом химического фрезерования в специальной ванне в растворе плавиковой и серной кислот. Вдоль линии «А» также проводится химическое фрезерование на ширину 2—3 мм и глубину 0,4 мм для создания ретенционного участка при фиксации базисной пластмассы. Наличие пластмассы вдоль линии «А» необходимо для возможности дальнейшей коррекции клапанной зоны.

На «отпескоструенные» участки (седловидная часть базиса протеза и полоса

шириной 2—3 мм, сформированная вдоль линии «А») наносится покрытие, например, «Таргис-линк» фирмы «Ивоклар-Вивадент» (Лихтенштейн). Покрытие «Таргис-линк» необходимо для создания дополнительной химической связи между седловидной частью титанового базиса и базисной пластмассой.

Затем на седловидную часть базиса протеза и полосу, сформированную вдоль линии «А», наносится розовый светоотверждаемый опак фирмы «Ивоклар-Вивадент» (Лихтенштейн) для маскировки цвета металла. Светоотверждение производится в аппарате «Спектромаг» в течение 8 мин.

На этом лабораторные этапы изготовления титанового базиса полного съемного протеза заканчиваются, и готовый базис передается в зуботехническую лабораторию.

В зуботехнической лаборатории титановый базис устанавливается на рабочей гипсовой модели (после удаления бюгельного воска с седловидной части) и прикрепляется расплавленным воском при помощи электропаяльника (рис. 10.12).

В клинике врач определяет центральное соотношение челюстей традицион-

ными методами. Постановка зубов и примерка в полости рта не отличается от таковых при изготовлении пластмассовых пластиночных протезов. Далее в лаборатории воск заменяют на пластмассу и полируют. На этом изготовление съемного зубного протеза с титановым базисом заканчивается (рис. 10.13).

К сожалению, при изготовлении протезов на нижнюю челюсть металлическая часть базиса оказывается практически полностью погруженной в пластмассу, и поэтому прекрасные биологические свойства титанового сплава не реализуются и базис всего лишь играет роль обычного каркаса. Съемный зубной протез, изготовленный методом сверхпластической формовки из титанового сплава BT 14, обладает существенными преимуществами по сравнению с протезами, изготовленными из кобальто-хромового или никель-хромового сплавов. Протез из титана более легкий, имеет очень высокую коррозионную стойкость и прочность. Достаточная простота изготовления протеза делает его незаменимым для массового производства в ортопедической стоматологии.

ГЛАВА 11. ОРТОПЕДИЧЕСКОЕ ЛЕЧЕНИЕ ЛИЦ ПОЖИЛОГО И СТАРЧЕСКОГО ВОЗРАСТА С УЧЕТОМ ВОЗРАСТНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ

По результатам переписи населения 1989 г. лица в возрасте 60 лет и старше в РФ составили 15,4%. Причины такого демографического изменения — это снижение рождаемости, уменьшение эпидемий, наличие лекарственных средств для успешного лечения инфекционных заболеваний, а также более благоприятные условия жизни. Поданным ВОЗ, в некоторых высокоразвитых странах продолжительность жизни значительно увеличилась, и в связи с этим значительно (до 60—70%) возросло количество людей, у которых в полости рта нет ни одного зуба. Каждая качественная ступень в индивидуальном развитии человека характеризуется рядом морфофункциональных особенностей, изучение которых является задачей большого практического значения, так как без этих исследований невозможно построение схемы возрастной периодизации.

На специальном Международном герионтологическом симпозиуме в 1962 г. достигнута следующая договоренность по вопросу о «возрастных рубежах». Возраст 50—64 года считать средним, 65—74 года — предстарческим (пожилым), 75—90 лет — старческим. Однако клиницисты, и в первую очередь психиатры, рассматривают возраст 45—50 лет как начало инволюционного периода у человека. Весь инволюционный отрезок онтогенеза распадается на три периода: первый — 45—60 лет — климактерический, или пострепродуктивный, период, второй — 60—70 лет — пресенильный, третий — 70 и выше — се-

ниум. Говоря о позднем возрасте, надо иметь в виду весь инволюционный отрезок онтогенеза, начинающийся после 46-50 лет.

Старение характеризуется многими морфологическими, функциональными и обменными сдвигами. С увеличением числа прожитых лет (календарного возраста) частота и выраженность этих сдвигов увеличиваются, что позволяет считать их естественной мерой степени старения. Однако хорошо известно, что два индивидуума одного и того же календарного возраста могут резко различаться по выраженности признаков старения. Это отражает индивидуальную вариабельность темпа возрастных изменений и определяет необходимость выработки надежного показателя старения. Таким показателем является биологический возраст, характеризующий физиологическое состояние данного индивидуума, в отличие от календарного возраста, которому соответствует более или менее широкий диапазон колебаний морфологических и функциональных параметров в данной популяции.

Старение, старость — нормальное физиологическое явление, свойственное всем многоклеточным организмам, оно характеризуется нарушениями функциональных способностей организма, уменьшается активность всех органов. Ряд изменений, происходящих на молекулярном и клеточном уровнях, приводит к нарушению функционирования органов и организма в целом.

Для старости, как и для других периодов жизни человека — детства, юности, зрелости, характерны возрастные особенности, своя возрастная норма. Если в молодости преобладают явления прогрессивного развития с нарастанием возможностей приспособления к окружающей среде, то в периоде увядания и обратного развития (инволюции) преобладают регрессивные явления, ухудшающие приспособительные возможности человека.

Все жизненные лапы человека с момента рождения до глубокой старости — это сложные, противоречивые процессы. Не все клетки, ткани, органы и их функции старятся одновременно и в одинаковой степени. При всем том процесс физиологического старения закономерно гармоничный. Хотя между календарным (возрастным) и фактическим (телесным и психическим) старением не всегда отмечается совпадение (может иметь место как преждевременное, так и запоздалое старение), все же в основном поздний возраст определяет старческие изменения.

Наука, изучающая различные проблемы старения, называется геронтологией (geron — старый человек). Она имеет три аспекта:

- *биологический* — в этом аспекте геронтологии рассматриваются фундаментальные аспекты старения;
- *клинический* — это направление включает изучение болезней «старческого возраста», таких как сердечно-сосудистые, сосудистые заболевания мозга, злокачественные опухоли, артрит, ревматизм, аутоиммунные болезни, и разработку методов их лечения. Оно называется гериатрией;
- *социально-психологический* — это направление имеет дело с социальными и психологическими проблемами старых и удалившихся отдел людей.

Известно, что в профилактике преждевременного старения человека важное значение имеет полноценная функция жевательного аппарата. С этой точки зрения протезирование следует рассматривать и как фактор борьбы с явлениями старения. Важными являются изучение и оценка адаптационных возможностей и резервных сил организма, его компенсаторных механизмов. Несомненно, что возрастное уменьшение адаптационных возможностей организма, морфологические и функциональные изменения тканевых структур являются факторами, определяющими особенности возрастных изменений в системе нейрогуморальной регуляции, а также структурного фонда органов.

Полная или значительная потеря зубов встречается наиболее часто в возрасте 60 лет и старше. Пожилой возраст и определяет главную особенность и сложность ортопедического лечения этой группы больных в связи со снижением адаптационных возможностей их организма. Ортопедическое лечение людей пожилого и преклонного возраста требует учета психического и соматического статуса пациента в целом, а также состояние органов челюстно-лицевой области вследствие появления в них возрастных изменений и нарушений.

С полной потерей зубов тело и ветви челюстей становятся тоньше, а угол нижней челюсти более тупым, кончик носа опускается, носогубные складки резко выражены, опускаются углы рта и даже наружный край века. Нижняя треть лица уменьшается в размерах. Появляется дряблость мышц, и лицо приобретает старческое выражение. В связи с закономерностями атрофии костной ткани в большей мере с вестибулярной поверхности на верхней и язычной на нижней челюстях образуется так называемая старческая прогения, которая характеризуется изменением соотношений челюстей в трансверзальном направлении.

При полной потере зубов изменяется функция жевательных мышц. В результате уменьшения нагрузки мышцы уменьшаются в объеме, становятся дряблыми, атрофируются. Происходит значительное снижение биоэлектрической активности, при этом фаза биоэлектрического покоя по времени преобладает над периодом активности.

Для людей старческого возраста характерно угасание обменных процессов, снижение функций эндокринных желез, замедление репаративных процессов, превалирование дистрофических и атрофических процессов, которые наиболее ярко проявляются в костной ткани человеческого скелета, кожных покровах. Также возрастные изменения затрагивают все органы и ткани челюстно-лицевой системы: суставы, мышцы, челюстные кости, оставшиеся зубы, пародонт и слизистую оболочку полости рта. Известно, что с возрастом подвергаются атрофии эпителиальный слой слизистой оболочки полости рта, в подслизистом слое исчезают эластические волокна, слизистая оболочка становится чувствительной, легко ранимой, нарушается процесс заживления ран. Ухудшается васкуляризация мягких тканей и костной основы, наблюдается общая дегидратация тканей. Нарушения обмена веществ в организме, в частности кальциевого баланса, и усиленное вымывание кальция из организма приводит к разряжению кортикального и губчатого компонентов челюстных костей, поэтому у пожилых больных, даже при обычной нагрузке со стороны протезов, проявления атрофических процессов в костной ткани усугубляется и приводит к невосполнимым потерям. В старческом возрасте возможны дегенеративные изменения в слюнных железах, что приводит к уменьшению слюноотделения и увеличению содержания муцина в слюне. Слюна становится густой и вязкой. Следует отметить, что

у рассматриваемой категории пациентов низкий уровень гигиенического состояния съемных зубных протезов. Отчасти из-за трудностей, связанных с тем, что пациенты, учитывая возраст, не могут себя обслуживать, отчасти из-за высокой стоимости гигиенических средств для чистки зубных протезов.

Изменения происходят и в ВНЧС. Суставная ямка уплощается, головка смещается кзади и вверх.

Потеря зубов в результате осложнений кариеса и болезней пародонта определяет высокую потребность в протезировании. Съемное протезирование затруднено ввиду возрастных и патологических изменений альвеолярного отростка. В ряде случаев не желают протезироваться пациенты, привыкшие измельчать пищу уплотненной слизистой оболочкой, покрывающей альвеолярный отросток.

Спецификой пользования съемными зубными протезами у рассматриваемой категории людей является длительное и бесконтрольное пользование ими в течение 10—15 лет и более.

Существует ряд причин, по которым лица пожилого и старческого возраста отказываются от стоматологической помощи:

- боязнь боли при врачебных процедурах;
- посещение стоматолога откладывается до момента острой необходимости;
- безразличие к себе, своему здоровью;
- недоверие к проводимому лечению;
- плохое состояние здоровья, трудность в передвижении;
- отдаленность стоматологической клиники от места проживания и неудобства, связанные с поездкой в общественном транспорте;
- плохое самочувствие и непродолжительность (по мнению пациентов) оставшегося срока жизни.

Значительная часть стоматологических больных (is возрастной группе старше 60 лет) обращаются за помощью в клинику ортопедической стоматологии с целью повторного протезирования. Однако этот вид протезирования во многих случаях оказывается неэффективным или малоэффективным, хотя, на первый взгляд, лечение осуществлено такими же конструкциями протезов. В таких случаях больные продолжают пользоваться старыми протезами, и новое, повторное протезирование еще более затруднено.

Довольно часто больные в старческом возрасте пользуются своими старыми протезами в течение 15—20 лет. Как правило, из-за стертости пластмассовых зубов снижается межальвеолярная высота и нижняя челюсть устанавливается не в центральной окклюзии, а в «привычной». При этом на протезах образуются определенной формы окклюзионные кривые, к которым больные привыкли и изменения которых в новых протезах пациентам не приносят облегчения, а наоборот. Поэтому такая группа больных не всегда может адаптироваться к новым качественно изготовленным протезам.

Не следует торопиться с изготовлением новых зубных протезов для людей старческого возраста, у которых есть старые, устойчивые и удобные для них протезы. Особенно это справедливо в тех случаях, когда отсутствуют побудительные причины (забота о внешности) у самого больного.

Учитывая, что адаптационные возможности у пожилых людей весьма невелики, в некоторых случаях следует ограничиваться исправлением старых протезов (несколько восстановив высоту нижней трети лица и улучшив прилегание протезов к тканям протезного ложа путем лабораторной перебазировки). В случаях изготовления новых протезов следует скопировать со старых протезов расположение зубов, ширину и длину зубных дуг, величину язычного простран-

ства и оптимальные для данного больного границы протеза.

С целью профилактики осложнений, связанных с использованием в течение длительного времени съемными пластинчатыми протезами, их реконструирование и изготовление новых протезов целесообразно осуществлять индивидуально.

Ортопедическое лечение с использованием съемных пластинчатых протезов представляет определенные трудности, связанные с передачей жевательного давления на ткани, физиологически не приспособленные к его восприятию.

Эффективность ортопедического лечения зависит не только от технологии изготовления полных съемных протезов, но и от качества определения индивидуальных характеристик функционирования челюстно-лицевых органов в комплексе с ортопедическими функциями.

Стоматологическое здоровье большинства лиц пожилого и старческого возраста зависит от улучшения качества зубных протезов, повышения их функциональных и эстетических свойств.

Эксплуатация полных съемных протезов, несмотря на их определенную адаптивность, представляет элемент постоянного физического раздражителя, не в полной мере заменяющего естественные челюстные структуры и часто способствующего развитию вторичных патологических изменений полости рта, желудочно-кишечного тракта и организма в целом (см. рис. 11.1).

Таким образом, работая с пациентами пожилого и старческого возраста, необходимо:

- получать функционально-присасывающиеся оттиски под силой жевательного давления самих пациентов;
- изготавливать съемные пластинчатые протезы с мягкой прокладкой «ГосСил»;
- для того чтобы резко не изменять динамический стереотип, выработанный

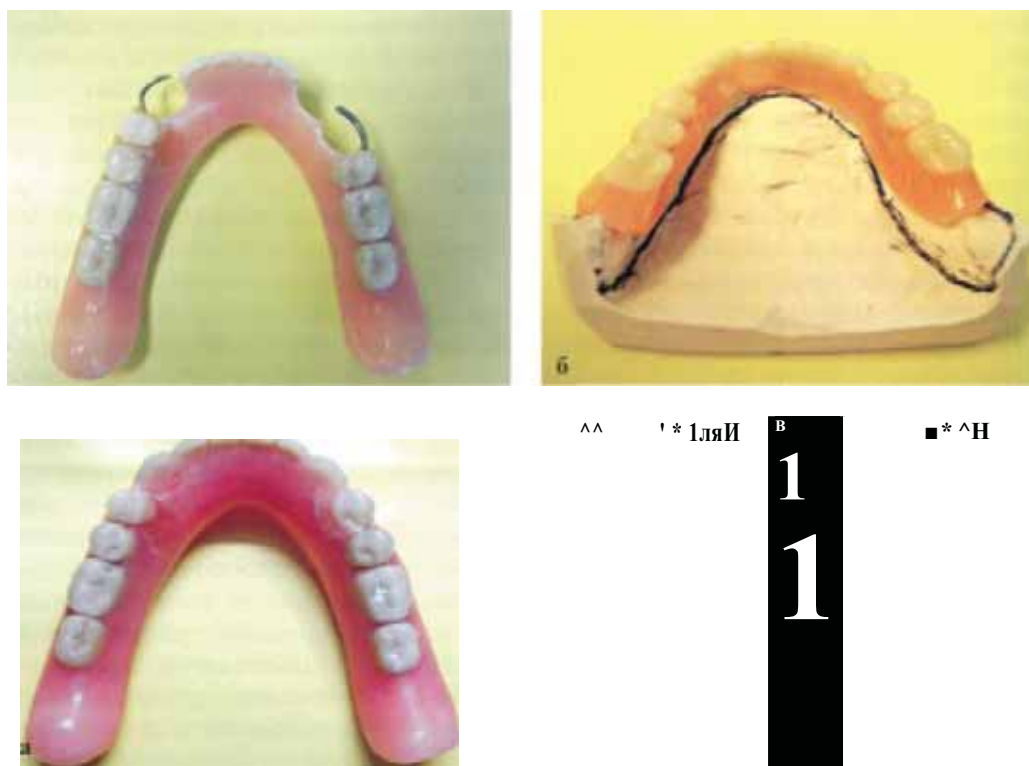


Рис. 11.1. Процесс реставрации старого протеза: *а* — приварка зубов; *б* — создание правильных границ; *в* — воссоздание стертых бугров на искусственных зубах; *г* — нанесение эластичной подкладки холодной полимеризации.

ныи старыми протезами, производить реставрацию имеющихся протезов; применять искусственную слюну «Biotene» (рис. 11.2); применять периодическую механическую очистку протезов в аппаратах типа микролин, а также фер-



3 biotene

Рис. 11.2.
Искусственная слюна «Biotene».

ментные таблетки «Феотон» для обеззараживания при хранении зубных протезов (рис. 11.3);

- для ускоренной адаптации и лечения пролежней желательно применять пленку «Протоплен-М», которая улучшает фиксацию протезов, снимает болевые симптомы и ускоряет заживление пролежней;
- на этапе адаптации к новым протезам применять адгезионный порошок с фунгицидным компонентом (рис. 11.4).

Состояние здоровья населения пожилого и старческого возраста имеет свои особенности, которые предъявляют соответствующие требования к медицинскому и социальному обслуживанию этого контингента больных. Увеличение



Рис. 11.3. Таблетки «Фсотон» для обеззараживания протезов.



Рис. 11.4. Порошок для улучшения фиксации протезов и лечения грибковых заболеваний.

интереса к условиям жизни пожилых, а также оценка их стоматологического статуса могут внести свой вклад в разработку различных программ стоматологической помощи.

11.1. ПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПРИ НАЛИЧИИ ОДИНОЧНЫХ КОРНЕЙ

Сохраняя одиночные корни, исходят из двух принципов: задержать атрофию костной ткани челюсти и использовать корень для улучшения фиксации полного съемного протеза.

Прежде всего, корень должен быть хорошо запломбирован. Желательно, чтобы он на 1—2 мм выступал из-под десны. Стенки корня не должны быть разрушены, и толщина их на нижней челюсти в области фронтальных зубов должна быть не менее 1 мм и не менее 2 мм для остальных зубов.

В случае малой или полной непроходимости корневых каналов корень также можно не удалять, так как возможны методы лечения, такие как серебрение, ионогальванизация, депофорез (введение солей меди), резорцин-формалиновый метод.

Корни зубов подлежат удалению в следующих случаях:

- если сохранение корней не улучшает фиксацию полного съемного протеза;
- если сохранение корней не предотвращает атрофию челюсти;
- когда не представляется возможным вылечить патологический процесс;
- при разрушении корня большой длины;
- при атрофии костной основы III и IV степени.

Для предотвращения атрофии костной ткани челюсти применяют следующие конструкции. После пломбирования канала несколько сошлифовывают выступающую из-под десны часть корня, закругляют острые края его и изготавливают полный съемный протез.

Другая конструкция состоит в том, что на культю корня, если он выступает из-под десны хотя бы на 1—2 мм, изготавливают колпачок. При этом края корня также должны быть закруглены. А колпачок может быть изготовлен методом штамповки или литья.

Некоторые авторы утверждают, что наличие под полными съемными протезами таких корней препятствует атрофии костной основы челюсти. Однако иногда вокруг корня приходится наблюдать

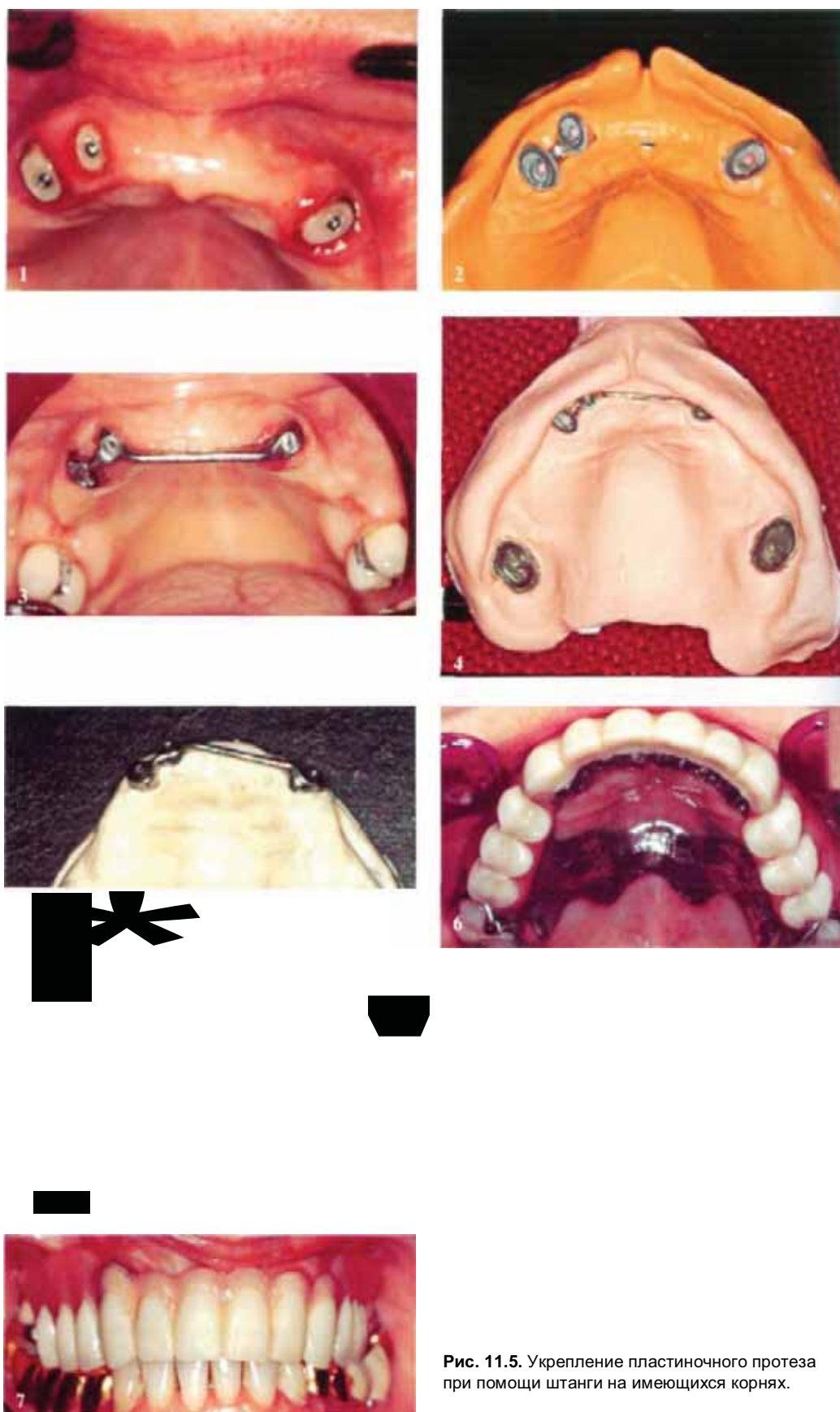


Рис. 11.5. Укрепление пластиночного протеза при помощи штанги на имеющихся корнях.



Рис. 11.6. Укрепление протеза при помощи телескопических коронок.

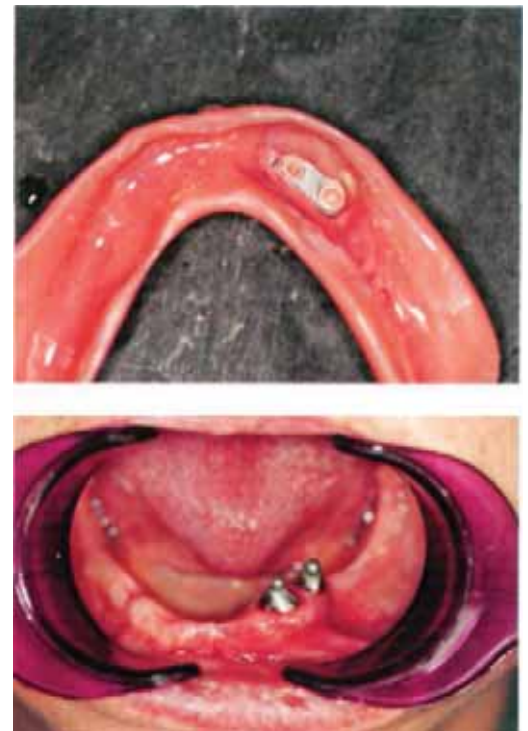


Рис. 11.7. Укрепление протеза с помощью аттачмэнов.

воспаление слизистой оболочки. В некоторых случаях такие протезы не могут из-за упора на корни погрузиться в слизистую оболочку, из-за чего недостаточно хорошо фиксируются. При этом в протезе приходится выбирать более глубокую нишу для корня.

В тех случаях, когда мы сохраняем корни для улучшения фиксации полных съемных протезов, возможно применение следующих конструкций.

Соединение корней штангой

На корни отштамповываются или льются колпачки со штангой овальной формы, отстоящей от слизистой оболочки десны на 1,5—2 мм. На штангу штампуются контрштанга с усами, входящими в тело базиса полного съемного протеза. Края контрштанги освобождают от пластмассы, что в будущем может

помогать при активировании последней (см. рис. 11.5).

Телескопическая конструкция

На корень зуба на штифте изготавливается культевая вкладка (коронка), а на нее изготавливается коронка, которая монтируется в тело полного съемного протеза. Эта конструкция может усложняться. На вкладке создается продольный паз, в который входит штырек, припаянный внутри покрывной коронки. За счет активации этого штырька улучшается фиксация полного съемного протеза (см. рис. 11.6).

Колпачки с аттачменами

К колпачку, покрывающему корень зуба, приливается или припаявается аттачмен-«папа» в виде шарика, а «мама», вторая часть аттачмена с полиэтиленовой втулкой, вваривается в тело базиса съемного протеза (см. рис. 11.7).

11.2. ИЗГОТОВЛЕНИЕ ПРОТЕЗОВ С МАГНИТНЫМИ ФИКСАТОРАМИ

Поиск оптимального механизма магнитной фиксации, который, обеспечивая биологическую совместимость, обладал бы простым и дешевым способом изготовления и исключал действие неблагоприятных боковых нагрузок на сохранившиеся корни зубов во время жевания, привел к разработке на кафедре ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии внутрикорневых магнитных фиксаторов съемных пластиночных протезов с титановым покрытием.

Магнитный фиксатор состоит из двух основных элементов: магнитного (1), закрепленного в протезе (2), и ферромагнитного литого штифтового колпачка (3), зафиксированного с помощью фосфат-цемента в корне зуба (4). Магнитный элемент представляет собой два полуцилиндрических магнита Г-образной формы, имеющих противоположную полярность

и соединенных между собой верхними полюсами. Для защиты хрупкого магнитного сплава от механических повреждений и воздействия слюны опорная поверхность магнитов имеет защитный слой (5) из сплава титана ВТ 1-00 толщиной 100 мкм, нанесенного методом вакуумно-плазменного напыления. Ферромагнитный элемент выполнен в виде колпачка, охватывающего наружную поверхность корня, содержащего углубление цилиндрической формы (6) для плотного контакта с магнитным элементом (рис. 11.8).

Фиксирующее устройство выполнено в виде магнитной кнопки, что исключает возможность бокового смещения протеза в полости рта даже при значительной атрофии альвеолярного отростка. Поэтому трансверзальные нагрузки, возникающие при жевании, полностью воспринимаются тканями пародонта, что является более естественным. Выполненный в форме колпачка опорный ферромагнитный элемент плотно охватывает наружную поверхность корня, укрепляя его ослабленные стенки, позволяет более равномерно распределить жевательное давление, изолировать оставшуюся часть корня от контакта с внешней средой, предотвращает расцементировку конструкции.

Магнитные элементы в виде цилиндров диаметром 4 мм и высотой 3,5 мм изготовлены из самарий-кобальтового сплава К.С25 ГОСТ 21559-76 методом жидкофазного спекания с защитным покрытием из сплава титана ВТ 1-00 толщиной 100 мкм, нанесенного методом вакуумно-плазменного напыления. Удельная сила взаимодействия на 1 мм^2 давящей поверхности $5,7 \cdot 10^2 \text{ Н}$, энергетическое произведение $(B \cdot H)_{\text{тах}} = 25 \text{ МГсЭ}$.

Ферромагнитные элементы магнитного фиксатора изготовлены методом литья по выплавляемым моделям из нержавеющей стали марки 40х13 с вакуумно-плазменным покрытием из сплава титана

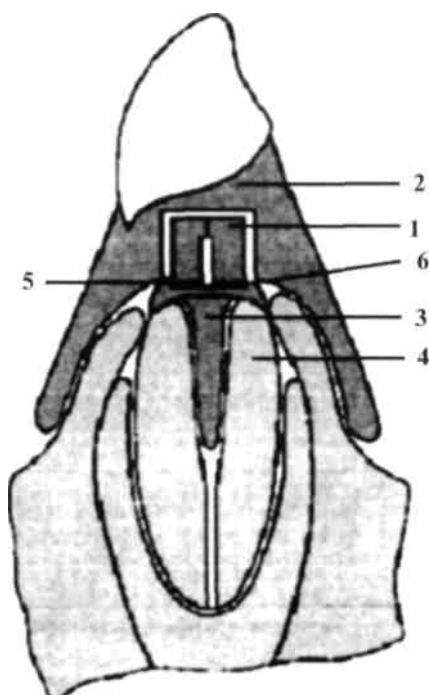


Рис. 11.8. Схема магнитных фиксаторов, размещенных на корнях зубов и в протезе.

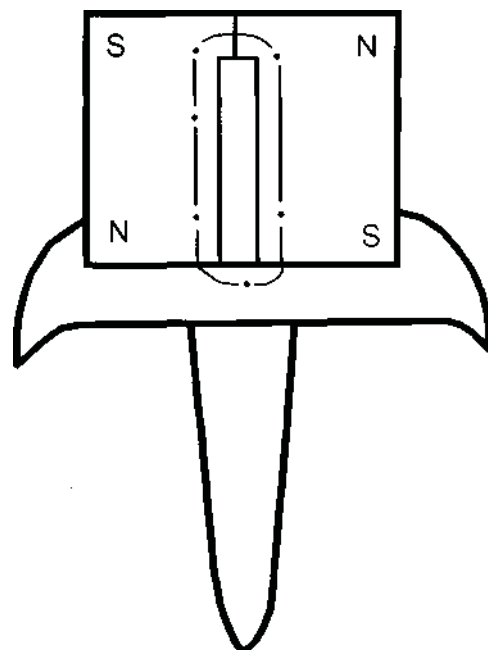


Рис. 11.9. Крепление протеза при помощи магнитного фиксатора, укрепленного на корне зуба.

ВТ 1-00. Противоположная полярность Г-образных магнитов позволяет направить магнитные силовые линии строго по замкнутому контуру внутри магнитного элемента и ферромагнитного колпачка, что предотвращает опасность прохождения магнитного поля через близлежащие ткани полости рта (рис. 11.9).

Предлагаемая конструкция исключает возможность смещения протеза в трансверзальной плоскости, избегая возникновения нефизиологических нагрузок на ткани альвеолярного отростка при жевании. Защитное покрытие из титана придает магнитному элементу необходимую механическую прочность, коррозионную и износостойкость.

Подготовка корней зубов

Подготовка корней зубов для размещения внутрикорневых магнитных фикса-

торов состоит в их депульпировании и пломбировании каналов до верхушек нерассасывающимся пломбировочным материалом с последующим укорочением их до уровня свободного края десны. Каналы корней зубов распломбировывают на $2/3$ длины корня и расширяют в зависимости от индивидуальных особенностей строения зубов (см. рис. 11.10).

Изготовление съемных зубных протезов с использованием стандартных магнитных фиксаторов

Набор стандартных магнитных фиксаторов включает 3 пары штифтов (3 корневые и их аналоги) и 4 магнита.

Элемент магнитного фиксатора, укрепляемый в корне зуба, представлен стандартным штифтом с площадкой круглой или обрезанной с боков формы. Длина стандартного штифта с площадкой

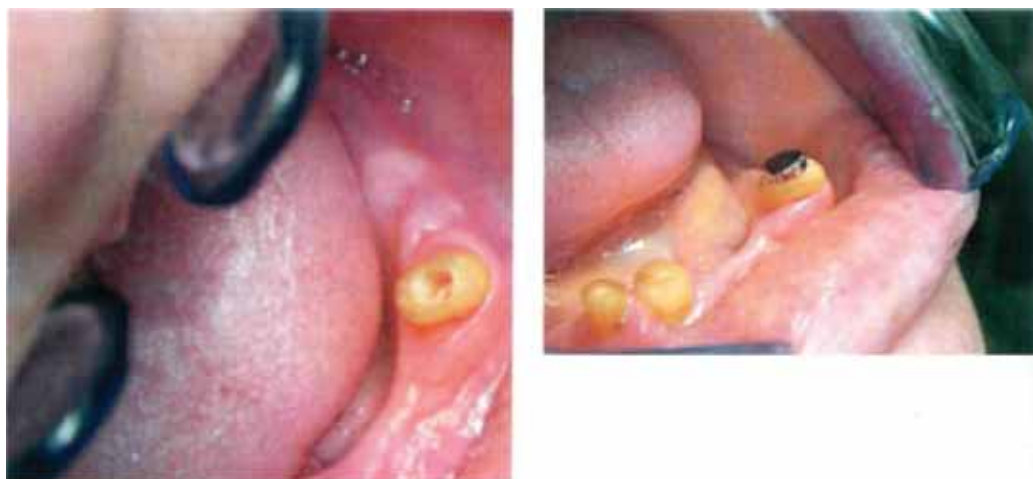


Рис. 11.10. Подготовка корней и цементировка магнитного фиксатора.

12 мм, диаметр у концевой части 0,25 мм и у площадки 1,2 мм, толщина самой площадки 1,0 мм, диаметр площадки 5,0 мм.

Стандартные штифты с надкорневой плоской площадкой из нержавеющей стали ЭП-853, обладающей ферромагнитными свойствами, укорачивают по длине канала корня. Припасовкой добиваются горизонтального положения их площадки, после чего фиксируют на цемент.

Функциональный оттиск снимают силиконовым материалом, исходя из податливости слизистой оболочки протезного ложа, с формированием краев оттиска толщиной, соответствующей объему переходной складки, с учетом результатов податливости слизистой оболочки. Перед отливкой модели в отпечатки площадок

магнитных фиксаторов помещают аналоги укрепленных в корне зуба штифтов.

При постановке зубов между аналогами и искусственными зубами предусматривается место для размещения магнита. В остальном изготовление протеза ничем не отличается от общепринятого. Перед паковкой пластмассы в кювету магнитный элемент из самарий-кобальтового сплава прикладывают к площадке аналога и удерживают на ней за счет сил магнитного притяжения. После паковки пластмассы в кювету проводят ее полимеризацию на водяной бане в обычном режиме (традиционный метод) либо в поле СВЧ в специальной радиопрозрачной кювете. В Москве этой проблемой занималась Г.Б.Маркова (2000) на кафедре госпи-

тальной ортопедической стоматологии МГМСУ.

Существует еще одна методика изготовления полных съемных протезов с магнитными фиксаторами на корнях.

Особенности изготовления съемного зубного протеза с магнитным устройством предлагаемой конструкции

Подготовка корня для расположения в нем штифтового колпачка осуществляется по вышеупомянутой методике. Моделировка колпачка осуществляется непосредственно в полости рта твердым темно-синим или черным моделировочным воском фирмы Kerr. Подготовленная полость предварительно увлажняется водой для облегчения выведения восковой композиции из полости без деформации.

Палочка моделировочного воска подогревается и вдавливается в полость, излишки воска срезаются. Пока воск сохраняет свою пластичность, моделируется колпачок цилиндрической формы толщиной примерно 1,5—2 мм. На окклюзионной поверхности ферромагнитного элемента формируется углубление цилиндрической формы глубиной 0,3—0,5 мм для погружения магнитного элемента.

Восковая композиция колпачка выводится с помощью штифта. Модель колпачка передается в техническую лабораторию, где из указанного сплава отливаются штифтовый колпачок.

Во время припасовки колпачка обращают внимание на точность прилегания в придесневой области. Необходимым условием является погружение края колпачка на 0,1—0,2 мм в зубодесневую бороздку. Толщина края колпачка не должна превышать 0,2—0,5 мм, его поверхность должна плавно переходить в поверхность цемента корня.

Следующим этапом является вакуумно-плазменное напыление колпачка сплавом титана BT 1-00 толщиной 100 мкм.

Шлифовка и полировка колпачка осуществляются обычным механическим способом (резиновыми дисками, щетками). Штифтовые ферромагнитные колпачки фиксируются на цинк-фосфатный цемент. По обычной методике изготавливается полный съемный пластиночный протез. Через 5—7 дней после наложения протеза, когда он окончательно занимает свое положение на челюсти, в базис протеза фиксируют магнитный элемент.

Для этого в протезе в области расположения магнитного элемента выпиливают полость с помощью фрезы. Магнитный элемент устанавливается в углубление ферромагнитного колпачка и, фиксируя протез на челюсти, убеждаются в том, что полость в основании зубного протеза достаточна для расположения в ней магнитов, которые при этом не препятствуют плотному прилеганию протеза к слизистой оболочке альвеолярного отростка.

Полость в базисе зубного протеза заполняется пластмассой холодного отверждения, протез вновь вводится в полость рта, затем просят пациента плотно сомкнуть челюсти в положении центральной окклюзии. После затвердевания пластмассы ее избытки, окружающие магнитный элемент, стачивают.

При фиксации протеза в полости рта опорная поверхность магнитного элемента плотно соприкасается с углублением в ферромагнитном колпачке и за счет силы магнитного притяжения обеспечивает достаточную фиксацию протеза в полости рта.

Таким образом, предлагаемая конструкция съемного пластиночного протеза с магнитным фиксатором достаточно проста в изготовлении и использовании, при этом обеспечивает эффективное длительное функционирование корней в качестве опор съемных протезов.

Использование внутрикорневых магнитных фиксаторов позволяет улучшить фиксацию и стабильность протеза за счет дополнительной опоры и восстанавливает зубочелюстную систему в функциональном и эстетическом отношениях. При этом жевательное давление передается не только на слизистую оболочку протезного ложа, но и на сохраненные корни зубов, вследствие чего жевательная эффективность протезов увеличивается, сокращая период адаптации к ним. Кроме того, сохранение корней зубов замедляет процесс атрофии челюстей, что также является положительным моментом. За счет более рационального использования магнитных фиксаторов в пластиночных протезах, применяемых при полном отсутствии зубов, можно сокращать размеры базисов протезов без ущерба для функциональных свойств.

11.3. ПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПРИ ОТСУТСТВИИ ЗУБОВ НА ОДНОЙ ИЗ ЧЕЛЮСТЕЙ

В тех случаях, когда зубы отсутствуют на одной из челюстей, а на другой имеются свои зубы или коронки и мостовидные протезы, то, как правило, у таких пациентов деформирована окклюзионная кривая. При этом необходимо снять диагностические оттиски, изготовить базис с прикусным валиком. После определения центрального соотношения челюстей желательно модели установить в окклюдатор или артикулятор.

После этого необходимо изучить модель с сохранившимися зубами. На таких челюстях часто встречаются зубы или мостовидные протезы с феноменом Понпова.

К такой модели прикладывается сферическая поверхность, калоты или специальные сферические поверхности с прорезями для зубных рядов и по ним определяют выдвинутые зубы.

Затем на модели карандашом отмечают, сколько твердых тканей зуба необходимо сошлифовать, чтобы выровнять окклюзионную плоскость.

После срезания шпателем или фрезой гипсовых зубов на модели к челюсти опять приставляют сферу или калоту.

Если используют артикулятор, проверяют динамическую окклюзию (артикуляцию), не возникают ли блоки с окклюзионным валиком противоположной челюсти.

Обработав таким образом модель с естественными зубными рядами, приступают к выполнению данных манипуляций на естественных зубных рядах у пациента. При этом постоянно ориентируются на обработанную модель, время от времени прикладывая сферическую пластинку. После выравнивания окклюзионной кривой приступают к протезированию челюсти, на которой имеются зубы (коронки, мостовидные протезы). И только после этого можно начинать протезирование на челюсти, где полностью отсутствуют зубы.

Без выполнения данных манипуляций протезы, изготовленные на беззубую челюсть, будут неполноценными. В связи с отсутствием окклюзионной кривой у них, как правило, будет плохая стабильность, и при жевании они будут сбрасываться.

Кроме деформаций в вертикальном положении, могут встречаться деформации и в горизонтальном направлении. Это чаще всего относится к фронтальной группе зубов. Если верхние фронтальные зубы наклонены в небную сторону, необходимо за счет коронок или мостовидных протезов вывести их в губную сторону.

В том случае, когда имеются свои зубы на нижней челюсти и она значительно шире по периметру, чем верхняя беззубая, постановку искусственных зубов на верхней челюсти приходится произво-

дить либо в обратной окклюзии, либо, из эстетических соображений, смещая искусственные зубы вперед, устанавливая их не по гребню альвеолярного отростка. В таких случаях базис верхнего протеза часто ломается и целесообразно его изготавливать из металла.

11.4. СТОМАТОЛОГИЧЕСКАЯ ИМПЛАНТОЛОГИЯ

Стоматологическая имплантология — это относительно новый раздел стоматологии, разрабатывающий вопросы восстановления различных отделов зубочелюстной системы с помощью аллопластических материалов. Стоматологическая имплантология формируется как наука на стыке ортопедии, хирургии, биологии и материаловедения.

История развития дентальной имплантологии. Пионером имплантологии в России по праву можно назвать первого доцента по зубопротезированию в Московском университете, ординатора клиники им. Н.В.Склифосовского, доктора медицины Н.Н.Знаменского. Эту должность он занимал в течение 18 лет и осуществил за этот период ряд крупных научных исследований.

Термины «имплантат» и «имплантация», предложенные Н.Н.Знаменским, и в настоящее время подразумевают применение предметов определенной формы, изготовленных из небиологического материала, которые вводят в организм для выполнения каких-либо функций в течение длительного времени.

В 1965 г. шведский ученый P.Branemark разработал винтовую конструкцию имплантата для двухмоментной методики имплантации. Он сформулировал необходимые условия для успеха зубного протезирования с опорой на интегрированные с костью имплантаты: стерильность, чистота поверхности, атравматичность, геометрическое равенство ложа и конструкции, период приживления без нагрузки.

Было определено понятие остеоинтеграции (контактного остеогенеза). Проведенные операции имели очень высокие положительные 5- и 10-летние результаты.

В 1964—1967-х гг. американский ученый L.Linkow разработал пластиночные имплантаты (blad-went), применив не прямой костный контакт — фиброссальную связь имплантата с подлежащей костной тканью. Появилось понятие фиброостеоинтеграции (дистантный остеогенез). Также были получены высокие отдаленные результаты.

4.03.1986 г. Минздрав СССР издал приказ №310 «О мерах по внедрению в практику метода ортопедического лечения с использованием имплантатов», открывший пути для развития метода в масштабах всей страны. Через 2 мес. после появления приказа было открыто отделение имплантологии в ЦНИИСе, руководителем которого стала А.И.Матвеева. Имплантология в России стала расти и развиваться. 20.04.1992 г. состоялась Учредительная конференция Ассоциации специалистов стоматологической имплантации. Открываются центры и курсы по подготовке стоматологов-имплантологов. В 1994 г. образована кафедра хирургической стоматологии и имплантологии ММСИ.

Основной теоретической предпосылкой использования дентальных имплантатов является факт тканевой интеграции (фиброссальной, остеоинтеграция) при инкорпорации в костную ткань челюсти биологически инертных материалов. Гнатодинамометрические исследования показывают, что выносливость периимплантатных тканей к функциональным нагрузкам приближается к выносливости пародонта естественных зубов. Клиническое применение имплантатов в качестве самостоятельных протезов или дополнительных опор для мостовидных или съемных протезов выявило ряд преимуществ

перед традиционным зубным протезированием:

1. Уменьшение или исключение препарирования естественных зубов.
2. Возможность исключить съемные протезы при замещении концевых дефектов.
3. Возможность изготовления несъемных протезов большой протяженности.
4. Возможность изготовления несъемных протезов при полном отсутствии зубов или значительное улучшение фиксации полных съемных протезов.
5. Отсутствие необходимости сохранять зубы с сомнительным периодон-тальным прогнозом.

Современные материалы для изготовления имплантатов

В мировой стоматологической практике одним из наиболее распространенных материалов, применяемых для изготовления стоматологических имплантатов, является титан и сплавы на его основе — ВТ 1-00 и ВТ 1-0, так называемый технический чистый титан. Выбор именно этого материала был обусловлен прежде всего его уникальной коррозионной стойкостью и биотолерантностью. Высокая коррозионная стойкость титана объясняется быстрым образованием на его поверхности пассивной окисной пленки, прочно связанной с основным металлом и исключающей непосредственный контакт металла с коррозион-но-активной средой.

Исходя из вышеизложенного, становится очевидным, что, с точки зрения биотолерантности, наиболее целесообразным для изготовления дентальных имплантатов является технически чистый титан, а именно: сплавы ВТ 1-00 или ВТ 1-0.

Отечественные сплавы ВТ 1-0 и ВТ 1-00 имеют более жесткие ограничения по содержанию примесей, чем зарубежный аналог Grade-2. Однако по уров-

ню прочностных свойств для изготовления внутрикостных стоматологических имплантатов наиболее пригоден технически чистый титан марки ВТ 1-0.

Международным стандартом полноценного имплантата является сочетание 5 признаков (Smith, 1987):

1. Неподвижность отдельного имплантата при клиническом исследовании.
2. Отсутствие разряжения вокруг имплантата по рентгенограмме.
3. Потеря костной ткани по вертикали 0,2 мм в течение 2-го года наблюдения.
4. Конструкция имплантата не препятствует наложению протеза, внешний вид удовлетворяет больного.
5. Отсутствие боли, дискомфорта, инфекции у имплантата.

В соответствии с этими критериями желаемый уровень успешности к концу 5-летнего периода имплантатов должен составлять 85%, 10-летнего периода -80%. Современные технологии имплантации и протезирования позволяют обеспечить эффективность имплантации 90% и выше.

Классификация стоматологических имплантатов

1. По типам имплантации

Эндодонто-эндоссальная имплантация. Такая имплантация проводится при подвижных или значительно разрушенных зубах путем введения через корень зуба в подлежащую костную ткань винтовых или с фигурной поверхностью имплантатов в виде штифта.

Эндоссальная имплантация. Фиксация имплантата осуществляется за счет интеграции в костную ткань «корневой» части имплантата. Внутрикостная имплантация — наиболее распространенный эффективный вид имплантации. Любой внутри костный имплантат состоит из внутрикостной (корневой) части, шейки (к которой прилежит слизистая оболочка десны) и супраконструкции (головка, вы-

ступающая в полость рта). Чаще всего эту деталь называют абатмент. Имплантаты могут быть разборными, т.е. с винтовой фиксацией головки к корневой части.

Субпериостальная имплантация. Поднадкостничные имплантаты представляют собой металлический каркас с выступающими в полость рта опорами, изготовленный по описку с костной тканью челюсти и помещенный под надкостницу. Субпериостальная имплантация, как правило, применяется при невозможности провести внутрикостную имплантацию из-за недостаточной высоты альвеолярной части челюсти.

Внутрислизистая имплантация. Внутрислизистые имплантаты — грибовидные выступы на внутренней части базиса полного съемного протеза, которые входят при его наложении в соответствующие углубления в слизистой оболочке. Эти углубления формируются хирургическим путем.

Субслизистая имплантация. Предполагает введение под слизистую оболочку переходной складки полости рта магнита и соответствующего расположения в базисе съемного протеза магнита противоположного полюса.

Чрезкостная имплантация. Чрезкостные имплантаты применяются при резкой атрофии нижней челюсти; их внут-

рикостная часть проходит через толщу челюсти в межментальном отделе и закрепляется на базальном крае челюсти.

2. По материалу имплантата

Биотолерантные: нержавеющая сталь, хром-кобальтовый сплав.

Биоинертные: титан, цирконий, золото, корундовая керамика, стеклоуглерод, никелид титана.

Биоактивные: покрытия металлических имплантатов гидроксиапатитом, трикальцийфосфатной керамикой и т.п.

В настоящее время биотолерантные материалы почти не применяются в имплантологии, так как они окружаются в организме толстой фиброзной капсулой и не могут обеспечить долговременный успех. Наиболее распространенным материалом стоматологических имплантатов является титан.

3. По форме внутрикостного имплантата.

Основные формы (рис. 11.11, 11.12):

- пластиночные;
- винтовые;
- цилиндрические;
- в форме натурального зуба;
- со ступеньками;
- с кортикальными накладками;
- трубчатые и др.

При всем разнообразии форм имплантатов (см. рис. 11.13) и их конструктивных особенностей большинство из них



Рис. 11.11. Внутрикостный пластиночный имплантат для нижней челюсти.



Рис. 11.12. Внутрикостный пластиночный имплантат для верхней челюсти.

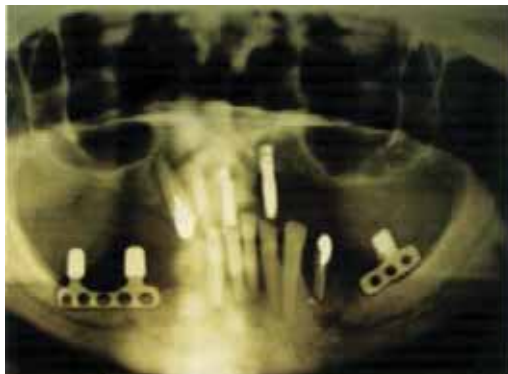


Рис. 11.13. Виды имплантатов.

имеют пористое покрытие с размерами пор 50—250 мкм. Общеизвестно по результатам экспериментальных исследований, что пористость способствует биосовместимости материала с пористой костной тканью. Кроме того, образование остеогенной ткани в порах имплантата способствует механическому его удержанию в челюсти. В этой связи необходимо отметить перспективность пористого сплава никелида титана, обладающего сквозной проницаемостью. 4. По методике имплантации:

- одномоментная;
- двухмоментная;
- непосредственная;
- отдаленная.

В первом случае имплантат помещается в сформированное костное ложе, головка имплантата выступает в полость рта и протезирование начинается в первые дни после операции. При двухмоментной методике в костное ложе помещается только корневая часть имплантата и слизистая оболочка над ним ушивается. Протезирование начинается после присоединения головки имплантата спустя 2—3 мес. с момента операции на нижней челюсти и 4—6 мес. — на верхней.

Непосредственная имплантация проводится одномоментно с удалением зуба в альвеолярную лунку. Ввиду несовпадения имплантата с размером лунки такая

имплантация эффективна при двухмоментной методике с предварительным «приживлением» корневой части. Отдаленная имплантация проводится после полной перестройки кости в месте удаления зуба (в среднем через 9 мес). Ранняя имплантация в различные сроки после удаления зуба проводится редко, так как клинический опыт показывает менее надежные результаты при имплантации в лунку удаленного зуба.

В последнее время опубликованы результаты предимплантационной подготовки резко атрофированной челюсти. Она заключается в пластике альвеолярного отростка алло-, аутокостью или комбинированными трансплантатами с целью увеличения объема кости в месте предполагаемой имплантации. Известны и другие операции по подготовке ложа имплантата, например, транспозиция нижнечелюстного канала и сосудисто-нервного пучка, синуслифтинг (перемещение дна верхнечелюстной пазухи). В некоторых случаях эти операции возможны с одновременной имплантацией стоматологического имплантата.

Показания и противопоказания к имплантации

Первоочередной задачей при частичном отсутствии зубов является определение необходимости и возможности использования внутрикостных имплантатов при выборе ортопедического метода стоматологического лечения пациентов.

В настоящее время стоматологическая имплантация считается альтернативным методом протезирования. С точки зрения топографии дефекта зубного ряда имплантация возможна и показана при любой локализации и протяженности дефекта:

- при отсутствии одного зуба;
- при включенных дефектах зубного ряда;
- при концевых дефектах зубного ряда;
- при полном отсутствии зубов.

Основанием для применения имплантатов является также отсутствие необходимых условий для надежной фиксации полных или частичных протезов. Имплантация показана при наличии у пациентов непереносимости к акрилатам или при выраженном рвотном рефлекс; отсутствии функциональной окклюзии и, как следствие, возникновении болевого синдрома дисфункции.

Противопоказания к имплантации

Абсолютные:

- хронические заболевания (туберкулез, ревматизм, сахарный диабет, стоматиты);
- болезни крови;
- заболевания костной системы, снижающие репарацию кости;
- заболевания центральной и периферической нервной системы;
- декомпенсированные заболевания сердечно-сосудистой системы;
- злокачественные опухоли;
- иммунопатологические состояния;
- системные заболевания соединительной ткани (ревматические, ревматоидные процессы, дерматозы, склеродермия и т.д.);
- заболевания слизистой оболочки полости рта (хронический рецидивирующий афтозный стоматит, красная волчанка, пузырчатка, синдром Шегрена, синдром Бехчета и др.), диабет типа I.

Относительные:

- неудовлетворительная гигиена и не-санированность полости рта;
- гингивит различной этиологии;
- пародонтит выраженной степени;
- предраковые заболевания полости рта;
- аномалии прикуса;
- артрозо-артрит височно-нижнечелюстных суставов;
- выраженная атрофия или дефект костной ткани альвеолярного отростка;

- вредные привычки (курение, злоупотребление алкоголем, наркомания);
- бруксизм;
- наличие металлических имплантатов других органов;
- беременность.

Предполагаемая операция внутрикостной имплантации вносит определенную специфику в подготовку пациента, обусловленную необходимостью полной санации полости рта.

Особенности операции

Хирургическое вмешательство при формировании ложа внутрикостного имплантата не должно привести к перегреву кости. В связи с этим препарирование проводится низкоскоростными бор-машинами (400 об./мин) с обязательным охлаждением операционного поля физ-раствором или дистиллированной водой. Современные наборы режущего инстру-ментария для имплантологии содержат ряд последовательно применяющихся боров и фрез с внутренним охлаждением. При введении пластиночного имплантата формируются ряд отверстий по вершине альвеолярного гребня, которые соединяются затем фиссурным бором. Имплантат легко вколачивается в ложе с небольшим «натягом». Слизистая оболочка вокруг имплантата ушивается. Через несколько дней изготавливается временный или постоянный протез. При введении цилиндрических имплан-татов необходимы фрезы и сверла, совпадающие по диаметру с имплантатом; в случае винтовых имплантатов необходимы инструменты, формирующие винтовую нарезку в костной ткани. При имплантации требуются аналоги имплантатов, глубиномеры; при двухмо-ментной методике применяются также заглушки корневой части имплантата, отвертки, заживляющие винты и другие приспособления. Иногда используются

заранее изготовленные из пластмассы направляющие шаблоны. Головка имплантата ввинчивается через 3—6 мес. с использованием для вскрытия слизистой оболочки обычного или круглого скальпеля.

Особенности протезирования на имплантатах

Планирование конструкции зубного протеза начинается на этапе обследования с определения количества и конструкций имплантатов, возможных к применению у данного пациента в соответствии с размерами и конфигурацией альвеолярной части челюсти. Морато-ри выдвинул тезис «имплантатной изотопии», в соответствии с которым необходимо стремиться к ситуации, когда количество имплантатов соответствует количеству восстанавливаемых зубов. Он же подчеркивает возможность использования у пациента имплантатов разного диаметра и длины («имплантатная много-размерность») в зависимости от количества костной ткани.

При отсутствии одного зуба, замещенного имплантатом, возможно изготовление искусственной коронки с обязательным апроксимальным контактом с естественными зубами. В некоторых случаях такой протез будет эффективнее, если обеспечить надежное соединение с естественными зубами с помощью вкладок, окклюзионных накладок или адгезионных систем типа «Ribbond». При этом желательно использование имплантата с антиротационным устройством (внутренний или внешний шестигранник и т.п.)

При изготовлении мостовидных протезов часто приходится учитывать непараллельность имплантатов с зубами, ограничивающими дефект. В случаях, когда заранее предполагается наклон имплантата, можно применять имплантат с наклоном головки. В современных же имплантатных системах предусматрива-

ется винтовое соединение головки имплантата (супраструктуры) с литым мостовидным протезом. Винт не только создает возможности для наложения и фиксации протеза на наклоненные имплантаты, но позволяет сохранить имплантат в случае поломки протеза и проводить ревизии состояния имплантата. Желательно, чтобы протез имел замковое соединение с естественным опорным зубом.

Для более равномерного распределения напряжений в некоторых имплантатах используются амортизаторы, например из тефлона. Однако реального подтверждения их целесообразности в клинике недостаточно. Необходимо отметить, что с точки зрения распределения напряжений пористая структура корневой части имплантата предпочтительнее любой другой. Это подтверждено биомеханическими исследованиями путем фотооптического и математического моделирования. Считается, что окклюзионная поверхность коронки на имплантате должна быть в 6 раз меньше суммарной площади поверхности внутрикостной части, так как отношение площади окклюзионной поверхности моляра к площади его корней 1:6. В большинстве случаев необходимо моделировать суженную окклюзионную поверхность протезов на имплантатах. По поводу материалов облицовки (фарфор или пластмасса) до сих пор нет единого мнения. Однако в клинике нет четких доказательств, что фарфор способствует перегрузке имплантатов из-за ударной нагрузки. Считается, что при статических состояниях (скрежет, бруксизм) фарфор уменьшает нагрузку на имплантаты. Следует иметь в виду, что современные пластмассы и композитные облицовочные материалы значительно прочнее и тверже и приближаются к свойствам фарфора. Некоторые имплантологи рекомендуют во всех случаях моделировать окклюзион-

ную поверхность на имплантатах на 100 мкм ниже окклюзионной поверхности зубных рядов, так как при жевании естественные зубы на эту величину смещаются в глубь альвеолы и возможна перегрузка имплантата.

Особо обсуждается вопрос конструирования окклюзии при обширных и полных протезах на имплантатах. Рекомендуется «защищенная окклюзия»: полный контакт жевательных зубов в центральной окклюзии и дезокклюзия их при выдвижении и боковых движениях нижней челюсти. Лингвализированная постановка зубов с передним направляющим компонентом предполагает смыкание по типу «ступка-пестик» невысокого язычного бугорка верхнего моляра с неглубокой центральной ямкой нижнего моляра. Щечные бугорки не вступают в окклюзию. Такая постановка зубов разгружает имплантаты, но менее естественна, окклюзионные контакты ограничены и меньше жевательная эффективность.

При полном отсутствии зубов несъемный протез с облегченным каркасом можно применить при наличии 6 (в редких случаях 5) внутрикостных имплантатов. В других случаях изготавливают съемные протезы с телескопической, балочной или замковой фиксацией.

При протезировании на имплантатах необходимо использование аналогов головок имплантатов при получении оттисков и для работы в технической лаборатории для того, чтобы не повредить клинические головки имплантатов.

Значительно повышает точность металлических каркасов на имплантатах технология электроискровой фрезеровки. В связи с тем, что большинство применяемых имплантатов изготавливаются из титана, все шире внедряется литье каркасов из этого металла.

Ошибки и осложнения имплантации

Причинами осложнений могут быть:

- неполное обследование пациента;
- недооценка противопоказаний к имплантации;
- грубая работа хирурга при формировании ложа имплантата;
- неправильное протезирование;
- несоблюдение гигиены полости рта.

Осложнения могут возникнуть на разных этапах лечения пациента:

1. Во время операции имплантации возможно ранение прилежащих анатомических образований (нижнечелюстного сосудисто-нервного пучка, верхнечелюстной пазухи). При этом следует воздержаться от имплантации; в некоторых случаях можно применить имплантат меньшего размера, закрыв перфорацию остеотропными материалами. Ожог костной ткани в момент формирования ложа имплантата проявляется в последующие периоды и выражается в отсутствии или неполноценной интеграции.

2. После операции возможно развитие разной степени воспаления в тканях, окружающих имплантат. Как правило, целесообразно назначение комплекса противовоспалительных средств. Если перед началом постоянного протезирования вследствие ожога костной ткани или воспаления в тканях имплантат подвижен более чем 1/4 степени, рассчитывать на его долговременное функционирование нельзя. Иногда целесообразно удалить такой имплантат и провести реимплантацию после полной перестройки кости в месте операции.

3. После протезирования возможны как осложнения: быстрое расшатывание имплантата, появление клинических признаков воспаления в периимплантатной слизистой оболочке (параимплантит), формирование периимплантатных карманов. Это возникает вследствие перегрузки имплантата или плохой гигиены полости рта. При неправильном протезировании концентрация давления на костную ткань приводит к ее рассасыва-

нию. Отсутствие прикрепления эпителия десны к шейке имплантата является слабым местом любого имплантата, в норме слизистая манжета охватывает имплантат и имеет здоровый вид, но гистологическая картина показывает в любом случае признаки раздражения и хронического воспаления ткани. В связи с этим каждый пациент должен состоять на диспансерном учете не только у ортопеда, но и пародонтолога, который должен периодически осуществлять профессиональную чистку имплантатов и полости рта и проводить пародонтологическое лечение в случае необходимости.

Для поднадкостничных имплантатов типичным осложнением является оголение каркаса из-за неточного совпадения с подлежащей костью и дальнейшее присоединение воспаления.

Съемные протезы с опорой на имплантаты

Для изготовления протезов с опорой на имплантаты беззубым пожилым пациентам необходим широкий спектр лечебных методик медицинской и социально-экономической точек зрения. Много усилий может быть предпринято для того, чтобы создать протез с опорой на имплантаты, удовлетворяющий требованиям пациента. Беззубые челюсти могут восстанавливаться не только с помощью несъемных мостовидных и гибридных протезов, фиксированных на шариках и муфтах, магнитах или балках, но также на нововведенных супраструктурах, жестко фиксированных на конусообразных (телескопических) коронках или изготовленных заводским способом цилиндрических аттачменах. Они оптимизируют круг имеющихся в распоряжении методов лечения, поскольку сочетают совместимость с тканями, удобство в использовании и эстетику несъемных протезов с простым уходом и ремонтом, свойственным съемным протезам. В конечном итоге, условия проте-

зирования могут быть значительно улучшены даже в случаях, когда сохранилось всего несколько зубов, увеличением количества опор, на которые могут быть размещены аттачмены, фиксированные к имплантатам.

Концепции лечения, включающие в себя съемные супраструктуры Гибридные протезы, фиксированные на два имплантата при помощи замков в виде шарика и муфты

Два имплантата с замками в виде шарика и муфты являются простым и экономически эффективным методом фиксации существующих или новых полных съемных протезов. Протез может хорошо функционировать только на шариках и муфтах, если имплантаты будут установлены так, чтобы фиксировать его правильно и предотвращать травматическое опрокидывание и раскачивание протеза. Трансверзальная вращательная ось, определяемая шариковыми и муфтовыми замками, должна располагаться как можно дальше по отношению к переднему отделу.

Кроме того, два имплантата должны устанавливаться так, чтобы создавать необходимой длины опорную линию, для предотвращения вращения протеза вокруг сагиттальной оси. Эксперименты с замком в виде шарика и муфты, опирающимся на одиночный имплантат, размещенный на средней линии беззубой нижней челюсти, показали обещающие начальные результаты. Однако будет ли фиксация протеза достигаться с помощью такого минимального количества лечения, в большей степени зависит от характерных особенностей и величины твердых и мягких тканей вокруг альвеолярных гребней.

Замки в виде шарика и муфты на двух имплантатах особенно показаны для стабилизации существующих полных съемных протезов у пожилых пациентов

с ограниченной способностью переносить стресс и сомнительной способностью адаптироваться к новому протезу. Шариковые и муфтовые замки предпочтительнее, чем балки с круглым или яйцевидным поперечным сечением, так как одиночные аттачмены требуют меньше пространства. При условии, что выполнен правильный план протезирования, замок в виде шарика и муфты может зачастую устанавливаться прямо во рту пациента без дополнительного усиления протеза и изменения его наружных контуров. При использовании этой методики пациент фиксирует свой существующий протез, который центральная нервная система воспринимает сенсорно, и необходимость в адаптации к новой ситуации сомнительна. Магниты — это также простой метод для фиксации протезов. Однако такие аттачмены часто требуют большего пространства, чем замки в виде шарика и муфты, и их фиксирующие силы нельзя регулировать. К тому же магниты не стабилизируют протез против горизонтальных сдвигающих сил. В результате это приводит к недостаточной фиксации протеза. В конце концов, благодаря подвижности протеза, магниты подвергаются относительно высокой стираемости.

Кроме шариковых и муфтовых замков, поставляемых различными производителями имплантатов, которые все устанавливаются аксиально или по центру на имплантате, другие виды аттачменов также могут применяться. Они или припаиваются, или, что еще лучше, привариваются лазером к специальным абатментам имплантатов. Шариковый и муфтовый замок может устанавливаться на абатмент так, чтобы подогнать контуры и направление наложения съемного протеза. Патрица таких замков (например, Dalbo-Classic, CENDRES&METAUX SA, Biel, Switzerland) представляет собой шарик, а матричная часть — муфту в



Рис. 11.14. Абатменты имплантатов с шариковыми и муфтовыми замками.

форме гильзы, которая может регулироваться.

Матрицы с пластинками предпочтительнее, чем с кольцевыми пружинами, так как они вызывают меньшую стираемость на патрице и более легко регулируются или деактивируются с помощью специальных инструментов. Замки в виде шарика и муфты, изготовленные из золотых сплавов или титана, сейчас доступны на рынке. Титановые аттачмены с привинчиваемыми или приваренными патричными частями предпочтительнее для реставраций с опорой на имплантаты. Матричные части адгезивно фиксируются в базе съемного протеза.

Два абатмента имплантатов правильно установлены для сочетанной фиксации протеза с использованием шариковых и муфтовых замков (рис. 11.14).

Dalbo-Classic шариковый и муфтовый замок

Шаровидная патрица и гильзообразная матрица изготовлены из сплава с высоким содержанием золота. PVC-кольцо предохраняет от проникновения пластмассы в промежуток между пластинкой и матричной частью, зафиксированной в базе съемного протеза (см. рис. 11.15, 11.16).

Шинированные с помощью несъемной балки более чем 2 имплантата удерживают съемный протез крепко и жестко.



Рис. 11.15. Dalbo-Classice и муфтовый замок.

Особенно в случае дугообразного переднего отдела нижней челюсти это обеспечивает более высокую стабильность протеза по сравнению с сочетанной ретенцией, которая может быть достигнута на двух шариковых и муфтовых замках.

Протезирование с целью замещения дефектов является важным показанием для опирающихся на имплантаты балок. Дефекты челюсти можно также восстанавливать мостовидными протезами с одиночными секциями балки. Кроме того, консольное расширение может быть дополнено балкой так, чтобы протез опирался только на имплантаты, которые могут быть очень полезными для пациентов с дефектами.

Однако клинические результаты показывают, что увеличившиеся переломы, возможно, были вызваны тесной близос-

тью балочного расширения. Большое количество пространства, необходимого для балок, часто является проблемой в клиническом использовании. Несмотря на то что эта проблема может быть уменьшена применением небольших готовых компонентов, с большим трудом произведенный усиливающий каркас часто изготавливается с анатомически оформленной задней пластинкой для съемного протеза. Из-за технических и экономических доводов в таких случаях обычно требуется новый протез.

Изготовление съемного протеза и подгонка друг к другу секций балки усложняют технические манипуляции. Процедуры ухода за протезом, такие как перебазировка или замена дефектной гильзы, еще более сложны, чем для одиночных аттачменов. Благодаря тому что комплекс заболеваний мягких тканей часто встречается у атрофированных беззубых челюстей, применение конических коронок или цилиндрических аттачменов для оптимизации формы протеза должно учитываться — эта методика требует такого же или меньшего количества усилий. Применение изготовленных заводским способом из титана или из драгоценных сплавов стандартных балок также возможно. Патричные части (например, Dolder — балочный аттачмен, CEN-DRES&METAUX SA) делаются из проволоки, полученной холодным способом, в виде прямоугольника с закруглен-



Рис. 11.16. Шаровидная патрица.

ным окклюзионно поперечным сечением. Необходимой длины балка отрезается от проволоки и припаивается или, еще лучше, приваривается к изготовленной заводским способом супраструктуре из такого же материала, что и система имплантатов. Матричные части состоят из гильз и фиксаторов, и должны фиксироваться на место с помощью пластмассы. Здесь то же самое: одиночные секции можно отрезать от более длинного куска — разрезы должны быть сделаны между сварными швами, которыми соединяется гильза и фиксатор. Матрицы регулируются и деактивируются специальными инструментами (рис. 11.17, 11.18).

Шинирование 3 или 4 имплантатов с помощью съемных конических коронок или готовых цилиндрических замков увеличивает конструкцию обычной супраструктуры гибридного протеза для беззубой нижней челюсти. Периимплантатный отдел съемного протеза можно оформить подобно мостовидному протезу. Седла, опирающиеся на десну, размещаются только в задних участках альвеолярного отростка. Этот тип протеза учитывает неблагоприятные состояния мягких тканей, которые часто нуждаются в лечении в случаях сильно атрофированной беззубой нижней челюсти. Раздражение периимплантатной слизистой оболочки, которое часто наблюдается под плотно прилегающим базисом съемного протеза, может быть фактически исключено. Открытый дизайн базиса съемного протеза минимизирует периимплантатный налет и инфекционное воздействие, вызываемое протезом. Так как базис съемного протеза конструируется подобно мостовидному протезу, это помогает осуществлять гигиену полости рта пожилым пациентам, которая часто является проблемой в связи с процессами старения.

Правильное установление имплантатов или осей имплантатов, что в случаях



Рис. 11.17. Опорный многоугольный баллон.

выраженной атрофии часто является недостижимым, несмотря на точное планирование, могут, в сущности, быть компенсированы с помощью небольших, изготовленных заводским способом цилиндрических замков. При использовании этого метода супраструктура остается правильно контурированной.

Открытая нижняя поверхность протеза облегчает гигиенические процедуры слизистой оболочки в тесной близости к абатментам (см. рис. 11.19).

Протез должен сниматься для очищения язычных участков шеек имплантатов и аттачменов. Супраструктуры с четырьмя коническими коронками или цилиндрическими замками могут быть сконструированы как опирающиеся на

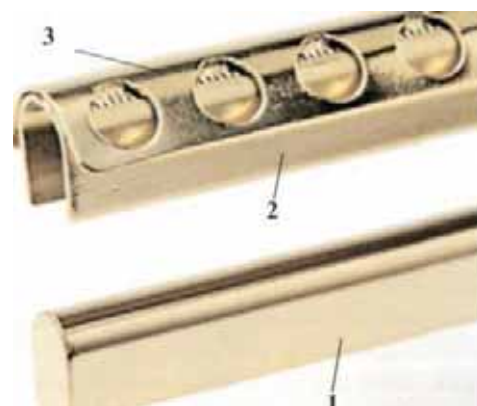


Рис. 11.18. Балочный аттачмен Dolder —/; 2 — гильза; 3 — фиксатор.



Рис. 11.19. Гигиеническая процедура слизистой оболочки вокруг абатментов.

имплантаты съемные мосты, если достаточно кости для размещения двух имплантатов на каждой стороне ментального отверстия. В случаях с несколькими сохранившимися или неблагоприятно расположенными зубами условия протезирования могут быть значительно улучшены увеличением количества имплантатов для таких опирающихся на имплантаты креплений.

Периотесты на моделях нижней челюсти показали, что конические коронки, опирающиеся на четыре имплантата, передают нагрузки на абатменты имплантатов сопоставимые с нагрузками, передающимися протезом, опирающимся на балку. Это подтвердилось оценкой экскурсий имплантатов на модели нижней челюсти с помощью лазерной голографии и регистрацией нагрузки в полости рта пациентов. Результаты этих исследований не показывают, что одна из изучаемых ретенционных систем проявляет специфические недостатки. Сравнительный, предельный, элементарный анализ несъемного и съемного шинирования двух имплантатов показывает, что на двух- и трехмерных моделях одиночные аттачмены распределяют нагрузку более однородно, чем сочлененные реставрации, опирающиеся на балку. Эти результаты и клинический опыт подтверждают, с функциональной точки зрения, концепцию периимплантатной и эстетиче-

ской оптимизации съемных супраструктур шинированием имплантатов при помощи аттачменов.

Конструкция и изготовление супраструктур с готовыми цилиндрическими замками

Использование готовых цилиндрических замков значительно упрощает клинические и лабораторные манипуляции со съемными супраструктурами по сравнению с балками и индивидуально изготавливаемыми коническими коронками. Как ранее упоминалось, благодаря минимальным размерам аттачмена, даже если предоперационные условия неблагоприятны для протезирования, он имеет более высокую «гибкость» во время конструирования мостовидной реставрации. Кроме того, специальные вспомогательные инструменты и заменяемые компоненты упрощают длительный уход пациента за протезом. Поскольку полностью изготавливаемые заводским способом конические коронки на имплантатах требуют дополнительного пространства, они не позволяют достичь результатов, сопоставимых с результатами, получаемыми при использовании супраструктур, опирающихся на индивидуально изготовленные конические коронки или цилиндрические замки.

Изготовление первичного замка с использованием модулирующего принципа

Готовые цилиндрические замки состоят из цилиндрической патричной части и гильзообразной матричной части - фактически они являются стандартными телескопическими коронками. Наружный цилиндр фиксируется на внутреннем цилиндре за счет комбинации трения и зажатия или при помощи активных фиксирующих приспособлений. Патричная часть или припаивается или, что еще лучше, приваривается лазером на

место. Матричная часть фиксируется в съемном протезе. Эти замковые устройства легко припасовываются, регулируются и заменяются с помощью инструментов, поставляемых производителем для кабинетного и лабораторного использования. Conod, Dalbo-Z и Mini-Gerber (CENDRES&METAUX SA) уже относительно давно доказывают свою ценность в клиническом применении на имплантатах. Непараллельные оси имплантатов можно сделать параллельными с помощью стандартных цилиндрических замков.

Увеличение количества абатментов обеспечивает оптимальную опору для протеза.

Некоторые системы имплантатов включают в себя специальные абатменты с компонентами для припаивания и приваривания, которые облегчают подгонку стандартных одиночных аттачменов. Эти абатменты содержат осевой фиксирующий винт, титановые промежуточные кольца различной высоты. Высота кольца должна выбираться в соответствии с толщиной периимплантатных мягких тканей. Промежуточное кольцо является соединительным зажимом, который фиксирует подлинный абатмент из сплава с высоким содержанием золота. Оно должно быть затянуто с помощью специального муфтового инструмента. Гладкая цилиндрическая часть может стачиваться для того, чтобы видоизменить его. Это позволяет сделать параллельными несколько цилиндрических аттачменов на имплантатах, и неправильно установленные абатменты выравниваются. Периферическое отфрезерованное плечо в цилиндрической части абатмента улучшает стабильность между соединительным зажимом и несъемной частью каркаса и увеличивает пространство, пригодное для оформления съемного протеза, насколько позволяют мягкие ткани.

Сейчас есть возможность использовать цилиндрические замки из чистого

титана, которые можно монтировать на имплантаты. Титановые абатменты и прототипы цилиндрических замков Mini-Gerber PLUS, которые включают в себя титановые матричные и патричные части, в настоящее время подвергаются клиническим испытаниям. Абатменты, опирающиеся на имплантаты, и цилиндрические замки соединяются лазерной сваркой.

Монтаж для установки стандартных аттачменов

Промежуточное кольцо (1) и титановый осевой винт (2) функционируют как соединительные зажимы для подлинного абатмента из сплава с высоким содержанием золота (3), для припаивания или приваривания замка (рис. 11.20).

Съемный мостовидный протез со стандартными титановыми абатментами,



Рис. 11.20. Монтаж для установки стандартных аттачменов.

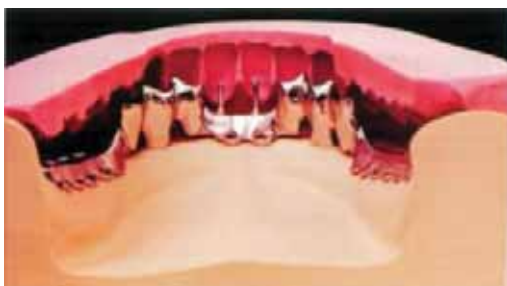


Рис. 11.21. Силиконовый ключ восковой постановки.

приваренными цилиндрическими замками и титановым литым каркасом.

Силиконовый ключ восковой постановки (рис. 11.21) используют для моделирования первичных замков и съемного мостовидного каркаса.

Съемный протез

Во время восстановительной фазы необходимо сделать постановку зубов и примерить во рту пациента для того, чтобы сформировать основу для изготовления первичных замков и съемного каркаса. Зубной техник должен использовать силиконовый ключ примерки постановки, отрегулированной во рту пациента, для того, чтобы перенести расположение зубов на окончательный протез. Периимплантатная часть съемного каркаса моделируется подобно мосту с седлами, которые могут перебазироваться. Каркас должен отливаться из титана или кобальтохрома, и матрич-



Рис. 11.22. Готовые протезы.

ные части замков адгезивно фиксируют во рту пациента для того, чтобы обеспечить их абсолютно пассивное наложение.

Мостовидная часть должна облицовываться химически/светотвердеющей пластмассой или «выдолбленными» пластмассовыми зубами для протезов.

В случаях со сложной функцией и эстетикой супраструктура должна быть еще раз примерена перед окончательным полированием.

Индивидуально оформленные контуры и цвет опирающейся на имплантаты мостовидной супраструктуры нижней челюсти и полного съемного протеза верхней челюсти представлены на рисунке 11.22.

Мини-имплантаты

В последнее время для фиксации полных съемных протезов с выраженной атрофией или очень узким альвеолярным гребнем используют мини-имплантаты. Мини-имплантаты отличаются от обычных имплантатов меньшим диаметром, не превышающим 2,3 мм. До недавнего времени мини-имплантаты были двухэтапными, с рекомендациями от фирм-производителей с периодом приживления от 3 до 6 мес.

Фирма «IMTEC Sendex» выпустила одноэтапные мини-имплантаты с диаметром 1,8 мм. Эти имплантаты изготовлены из цельного куска титана. После фрезеровки на имплантаты наносят специальное покрытие. Они имеют конус у основания, самонарезающуюся резьбу, приосновную часть и на конце сферу. Эти имплантаты бывают двух видов: для нижней челюсти и для верхней челюсти с более широким шагом резьбы, что обусловлено особенностями строения костной структуры верхней челюсти, а также имеют разную длину — 10, 13, 15 и 18 мм (рис. 11.23).

Самонарезающаяся резьба позволяет достичь первичной стабильности, поэто-



Рис. 11.23. Мини-имплантат.

му имплантаты можно сразу подвергать нагрузке. В зависимости от количества установленных имплантатов может уменьшаться протезное ложе (укорочение границ, открытое небо), что важно для людей с повышенным рвотным рефлексом. Кроме того, за счет укорочения границ пациенты быстрее адаптируются к съемным протезам.

Для установки мини-имплантатов пациент должен иметь полные съемные протезы хорошего качества и быть адаптированным к ним (если протезы новые).

Под инфильтрационной анестезией на нижнюю челюсть в промежутке между ментальными отверстиями (отступя от них 2—3 мм) устанавливаются 4—5 имплантатов. На верхней челюсти предварительно делают рентгеновские снимки, и по шаблону подбирается длина имплантата. Без надреза, через слизистую оболочку, хирургическим сверлом делается отверстие только в компактном слое кости.



Рис. 11.24. Схема соединения мини-имплантатом со съемным протезом.

После этого имплантат при помощи пальцевого ключа внедряется в костную ткань до появления напряжения, затем пальцевой ключ меняется на крыловидный. Имплантат вкручивают до появления напряжения, и если имплантат не погрузился до формирователя десны, то используется храповидный ключ (ключ «трещотка»).

В протезе пациента делают углубления в проекции имплантатов. Из стерильной упаковки достается ответная часть, представляющая собой полусферу с силиконовым кольцом внутри, которая также изготовлена из титана, и одевается на имплантат.

Далее методом прямой перебазировки в полости рта эти супраструктуры переходят в протез. Протез шлифуется, полируется.

При помощи данной методики достигается улучшение фиксации полных съемных протезов за 40—60 мин (рис. 11.24).

ГЛАВА 12. НЕПЕРЕНОСИМОСТЬ ПРОТЕЗОВ ИЗ ПЛАСТМАССЫ

История зубопротезирования знает много как природных, так и искусственных материалов, использовавшихся для изготовления съемных протезов. Однако до сих пор не найдены такие базисные материалы, которые полностью отвечали бы всем требованиям.

Развитие химии высокомолекулярных соединений, начавшееся после первой мировой войны, привело к созданию новых синтетических материалов. В последние годы синтетические пластические массы имеют большое практическое значение в различных областях медицины и особенно в стоматологии. Пластмассы, применяемые в стоматологии, являются высокополимерными органическими соединениями и представляют собой группу материалов, обладающих, при определенных условиях, многими положительными качествами, необходимыми для протезирования. В СССР в ортопедической стоматологии в качестве зуботехнического материала пластмасса начала применяться с 1939 г. В 1940 г. группа советских ученых под руководством Б.Н.Бынина, И.И.Ревзина и др. разработала и внедрила в практику зубного протезирования пластмассу АК.Р-7, которая впоследствии полностью вытеснила зуботехнический каучук, длительное время использовавшийся в качестве базисного материала. Акриловые полимеры, в сравнении с ранее применявшимися материалами для базисов, выгодно отличаются комплексом своих свойств. Они легче каучука, хорошо имитируют

мягкие и твердые ткани, легко окрашиваются, не всасывают остатки пищи и обладают хорошими технологическими свойствами, хорошо соединяются с искусственными зубами.

Однако несмотря на положительные стороны акриловых материалов, в настоящее время имеется большое количество данных, указывающих на отрицательное действие акрилатов.

Иногда у больных слизистая оболочка, лежащая под протезом, находится в состоянии хронического воспаления. Отмечаются случаи повышенной десквамации эпителия в виде гиперемии от протеза, слизистая оболочка приобретает пламенную окраску; появляется ощущение жжения, сухости во рту, а иногда и боли.

Наиболее обстоятельными работами об изменениях слизистой оболочки протезного поля являются диссертации З.С.Василенко (1955), А.И.Солодилова (1966), В.Сорокина и работы В.А.Шавровой.

З.С.Василенко обследовал 129 больных, пользовавшихся съемными протезами, разделил их на 4 группы. К 1-й группе отнес пациентов со здоровой слизистой оболочкой полости рта, ко 2-й — с очаговым воспалением, к 3-й — с разлитым воспалением слизистой оболочки протезного поля и к 4-й — с жалобами на жжение и сухость, но без внешних проявлений со стороны слизистой. Локализованные изменения слизистой оболочки носят характер острого воспаления, связанного с механической травмой от шероховатостей протеза, неровными

и увеличенными краями, деформацией протеза, отсутствием изоляции и т.д.

Очаги воспаления могут принимать и хроническую форму течения заболевания: на фоне отечной и разрыхленной слизистой оболочки появляются пролежни, кровоточащие трещины, папил-ломатозные разрастания, бугристость, складки.

При разлитом воспалении в большинстве случаев процесс ограничивается в пределах протезного ложа, т.е. местами непосредственного соприкосновения базиса протеза со слизистой оболочкой. Слизистый покров в этом случае гиперемирован, отечен, принимая у некоторых больных пунцовую окраску. На фоне воспаления появляются папилломатоз-ные и бородавчатые разрастания.

Этиология парастезий слизистой оболочки полости рта в настоящее время полностью не изучена. Часто страдания больных являются симптомами одного из заболеваний внутренних органов, нарушений нервной системы и др. Одной из причин является химическое воздействие свободного мономера на слизистую оболочку полости рта ввиду нарушения режима полимеризации, так как определенное количество свободного мономера всегда остается в готовых протезах (Гронсберг Е.И., 1957; Алексеева М.В., 1963; Каменев В.В., 1970).

Полимеризация мономера не происходит полностью на 100%. В полимере остается непрореагировавший мономер, молекулы которого связаны ван-дер-ваальсовыми силами с макромолекулами полимера.

Остаточный мономер снижает физико-механические свойства полимера, его теплостойкость, способствует развитию патологических процессов слизистой оболочки полости рта и всего организма.

Нагрев до 100°C резко сокращает содержание остаточного мономера в полимеризате, однако достигнуть полного его

превращения в полимер не удастся. Даже при длительной полимеризации содержание остаточного мономера не снижается ниже 0,5%, а этого достаточно для того, чтобы вызвать те явления гиперестезии, о которых говорилось выше, поэтому становится понятным как важно тщательно выдерживать режим полимеризации протезов. Несоблюдение правил полимеризации ведет к тому, что в протезе остается не 0,5%, а 5% свободного мономера. Следует отметить, что краситель, которого достаточно в пластмассе, не является индифферентным веществом, так же как и полимер. Он может, как показали исследования, явиться аллергеном, вызывать местные реакции слизистой оболочки и всего организма, фон которого часто изменен общими заболеваниями.

К факторам, способствующим проникновению гаптена из полости рта, увеличению его дозы и, тем самым, развитию аллергизации организма, можно отнести следующие:

1. Механическая травма съёмными протезами приводит к воспалению и увеличению проницаемости слизистой оболочки, через которую из полости рта в организм может проникать остаточный мономер, краситель или замутнитель.
2. Нарушение теплообменных процессов под протезами. Повышение температуры способствует разрыхлению, мацерации слизистой оболочки, увеличению проницаемости сосудистой стенки, что также способствует проникновению в кровяное русло гаптена.
3. Давление протеза на подлежащие ткани, не приспособленные для его восприятия.
4. Воздействие на слизистую оболочку метаболизма растущих на протезе микроорганизмов, в частности грибов рода *Candida albicans*.
5. Заболевания внутренних органов и эндокринной системы (патология кровеносной, сердечно-сосудистой систем,

сахарный диабет, в постменопаузальном периоде у женщин особенно часто).

6. Химическое воздействие остаточного мономера, которого в протезе при не соблюдении правильного режима полимеризации может быть до 5%.

7. Психогенные факторы. У больных с различного рода психозами, неврозами, шизофренией, органическими заболеваниями ЦНС, депрессиями и особенно стрессами.

Ротовые аллергии, согласно Шапо, бывают слизистыми, неврологическими и железистыми. При этом, как правило, наблюдается следующая клиническая картина: воспаление слизистой оболочки альвеолярного отростка и неба, соответствующее протезному ложу; мелкие точечные кровоизлияния; глоссит; головокружение; тошнота; чувство жжения (слизистая оболочка неба, щек, кончик языка, его боковые поверхности и задняя треть); чувство сухости во рту; изменение вкусовых ощущений; депрессивное состояние; канцерофобия. Иногда субъективные ощущения превалируют над объективной картиной заболевания, а иногда можно наблюдать обратное. Но, несмотря на то, что клиническая картина довольно специфична, диагностика и лечение аллергии, вызванной акрилатами, представляют значительные трудности. В клинике непереносимости к протезам есть много общего с картиной гиперестезии слизистой оболочки полости рта, описанной многими отечественными и зарубежными авторами (Школяр Т.Т., 1957; Сили Е., Лоневиль, Френкель, 1960).

Общим является тот факт, что гиперестезия встречается не у молодых людей, а наблюдается в более старшем возрасте, после 40—50 лет (Солодилов Л.И., Шаврова В.А.).

Основным вопросом диагностики аллергических заболеваний является установление этиологического фактора специфического аллергена или их группы

у каждого больного. С этой целью, наряду с общепринятыми клиническими методами, широко применяются специальные аллергологические пробы.

Аллергологический анамнез

1. Жалобы, типичные для аллергических заболеваний.

2. Аллергические заболевания в семье в прошлом и настоящем:

- у отца и в его семье;
- у матери и в ее семье;
- у братьев и сестер;
- у детей больного.

3. Возникновение аллергической реакции при контакте с животными, пылью, постельными принадлежностями; средствами, применяющимися для борьбы с насекомыми, растениями; на какие-либо пищевые продукты или напитки, косметические средства, лекарственные вещества. Наличие профессиональных вредностей.

4. Проведенная ранее иммунизация, применение лечебных сывороток и реакция на их введение.

5. Перенесенные аллергические заболевания (особое внимание обращается на перенесенные в детстве заболевания дыхательных путей, придаточных полостей носа, простуды, кожные высыпания, заболевания желудочно-кишечного тракта, операции по поводу заболевания носа, гортани, миндалин).

После сбора данных анамнеза и заполнения аллергологической карты приступают к проведению аллергологических проб. Применяется исследование по методике Фолля.

Проба с экспозицией. Протез выводится из полости рта на срок до 3 сут, после этого все явления или исчезают, или уменьшаются. Предварительно необходимо ликвидировать все выступающие и острые края протеза, шероховатости и т.п.

Лейкопеническая проба:

- Подсчет лейкоцитов в периферической крови. Кровь берут из пальца обыч-

ным способом, подсчитывают количество лейкоцитов, после этого вводят протез в полость рта.

- Через 2—3 ч берут кровь повторно из пальца и проводят анализ. Во время этого периода больной должен находиться в покое. Ему следует воздержаться от курения и приема жидкостей.

- Уменьшение количества лейкоцитов более чем на 1000 в 1 мкл свидетельствует о наличии у больного чувствительности к исследуемому веществу.

Противопоказания к проведению лейкопенической пробы:

- заболевания с изменением количества лейкоцитов в периферической крови. Количество лейкоцитов у больного не должно быть <5500 и >8500 в 1 мкл;
- наличие у больного повышенной температуры или гнойничкового заболевания кожи;
- менструация;
- острый приступ аллергической болезни;
- физическое или нервное переутомление.

Кожная проба

Кожные пробы являются распространенными методами аллергологического исследования. Весьма удобна и проста в проведении кожная аппликационная проба, которая проводится по следующей методике: с протеза больного фрезой снимается пластмассовая крошка, замешиваемая впоследствии на дистиллированной воде. Кашица помещается на стеклянную пластинку с углублением. Затем эта пластинка укрепляется на тыльной стороне предплечья на 2—3 сут. Предварительно кожу предплечья нужно протереть спиртом.

Оценка аппликационной пробы

Слабо положительная реакция (+) — эритема в месте контакта.

Положительная реакция средней степени (++) — эритема и отек в месте контакта.

Резко положительная реакция (+++) — эритема, отек и небольшая везикуляция.

Положительная реакция очень резкой степени (++++) — эритема, отек, везикуляция, иногда изъязвление.

Необходимо отметить, что при проведении аппликационной пробы нужно исходить из следующих предпосылок:

а) следует проводить детальное клиническое обследование больного со сбором полного аллергологического анамнеза во избежание провокации процесса или дальнейшей сенсibilизации при постановке пробы;

б) нельзя проводить кожную пробу при распространенном контактном дерматите;

в) материалы, способные сильно раздражать кожу, можно использовать лишь в соответствующих концентрациях, которые на коже здорового человека не вызывают никакой реакции;

г) при первых же симптомах реакции испытуемый материал снимают; вообще же его никогда не держат более 5 дней. Реакция должна идти на уровне эпидермиса.

Признаками, указывающими на аллергическую природу реакций при контакте с аллергеном, являются: положительная кожная проба, лейкопеническая проба, проба с экспозицией, анамнез. В связи с этим представляют определенный интерес сопоставления результатов обследования больного различными методами. Однако использование одного из этих показателей не всегда может подтверждать или отрицать наличие аллергии. Объективными тестами, указывающими на наличие антител в крови больного, являются методы определения последних.

Для этой цели можно использовать известную в иммунологии реакцию Overy (метод пассивного перенесения антител). Эксперимент проводится на белых морских свинках весом 250—300 г. Для проведения одного опыта используется 6 животных. Сыворотку крови боль-

ного, разведенную 1:4, 1:10, 1:20, 1:40, 1:80, а также неразведенную сыворотку вводят морским свинкам внутрикожно по 0,1 мл в несколько мест вдоль позвоночника на расстоянии 3 см друг от друга. В качестве контроля для определения неспецифического окрашивания вводится сыворотка здорового человека. Через 6 ч после этого вводится внутривенно 0,5% раствор синьки Эванса, из расчета 0,25 мл на 100 г веса животного. А еще через 20 мин, также внутривенно, вводится 1 мл антигена. В качестве антигена используют мономер пластмассы «этак-рил», разведенный оливковым маслом 1:100. Реакция оценивается по появлению интенсивного окрашивания в определенном месте введения сыворотки, содержащей антигена.

Положительные результаты исследований говорят о том, что в крови у больных с явлениями непереносимости к пластмассовым протезам имеются специфические антитела. Нужно отметить, что для установления диагноза применения одного из методов недостаточно. Необходимо использовать весь комплекс исследований.

Лечение

Лечение непереносимости, связанной с повышенной чувствительностью к акриловым протезным материалам, представляют значительные трудности. Необходимо комплексное лечение как общего, так и местного характера. Хорошие результаты дает применение различных десенсибилизаторов (димедрол, супрастин, пипольфен, хлорид кальция) в соответствующих дозах.

Одним из способов устранения непереносимости к акриловым пластмассам, применяемым в практике ортопедической стоматологии, является нанесение на поверхность съемного протеза, контактирующей со слизистой оболочкой полости рта, слоя химически осажденного металла.

Данное металлическое покрытие может служить и как диагностический ме-

тод, и как основа для наращивания любого металла электрохимическим способом. Выбор металла зависит от индивидуальной переносимости.

Так как пластмасса является диэлектриком, то нанесение металла возможно следующими способами: механическим, физическим и химическим.

При механическом способе на поверхность пластмассы наклеивается металлическая фольга, однако этот способ очень трудоемок, а кроме того, возможно изменение рельефной поверхности ввиду образования складок и наклепов.

Физический способ заключается в том, что металлическое покрытие формируется на поверхности диэлектрика окунанием и обрызгиванием жидким металлом или напылением и конденсацией паров металлов. Так как процесс проводится при повышенных температурах, данный способ неприемлем для акриловых пластмасс, применяемых в ортопедической стоматологии.

При химическом способе покрытие металлом формируется из атомов металла, образующихся при химических реакциях.

Для образования металлического слоя на поверхности пластмассы нами использовался химический способ.

Важная проблема, возникающая при покрытии металлом диэлектрика, — прочность сцепления. Между неметаллами и металлами не существует какой-либо естественной связи, как у металлов между собой. Поэтому оказывается необходимым выполнять соответствующую обработку поверхности непроводника, повышающую прочность сцепления. Большие требования предъявляются и к чистоте поверхности.

Поверхность пластмассы должна быть микрошероховатой, обеспечивающей прочность сцепления металла с пластмассой, для сохранения этой связи при колебаниях температуры и механических воздействий.

Благодаря микрошероховатости возникает зубчатое сцепление нанесенного металла с основным материалом.

Так как чаще всего требуется более гладкая поверхность нанесенного слоя металла, который повторяет структуру пластмассы, то достаточно удалить лишь блеск.

Шероховатость достигается пескоструйной обработкой. В качестве абразивного материала используется мелкозернистый песок с размером частиц 3,5—20 мкм.

После создания микрошероховатости поверхность пластмассы очищается настолько, чтобы она полностью смачивалась водой.

Следующая стадия подготовки поверхности к покрытию — удаление с поверхности материала одного или нескольких видов загрязнений. Применение ультразвука увеличивает скорость обезжиривания, улучшает его качество. В качестве моющих жидкостей применяют щелочные растворы с добавкой поверхностно-активных веществ.

Чтобы получить на пластмассе металлическое покрытие, необходимо предварительно активировать поверхность. Для этого применяют сенсibiliзирующий раствор двуххлористого олова. При погружении протеза в раствор металла олово способствует восстановлению некоторого количества металла, как бы каталитические центры, благодаря которым и начинается отложение металла на поверхность пластмассы.

В практике ортопедической стоматологии для изоляции слизистой оболочки полости рта от негативного влияния акриловой пластмассы наносили химическим способом слой серебра из водного раствора, состоящего из основного раствора и раствора восстановителя.

Состав основного раствора:

Нитрат серебра — 2,5 г/л.

Гидроксид калия — 2,5 г/л.

Гидроокись аммония — до растворения осадка.

Состав раствора восстановителя:

Глюкоза (в порошке) — 2,5 г/л.

Отношение основного раствора и восстановителя 1:1.

Для приготовления основного раствора указанное количество азотнокислого серебра растворяют в дистиллированной воде, добавляют раствор едкого калия. Образовавшийся осадок растворяют добавлением гидроокиси аммония. Необходимо учитывать, что избыток аммиака недопустим, так как приводит к образованию рыхлого с плохой адгезией слоя серебра. После добавления аммиака, с целью устранения его избытка, добавляют по каплям при перемешивании 5% раствор нитрата серебра, пока образующееся при этом легкое помутнение не сохраняется устойчиво. После этого раствор фильтруют.

В отдельном сосуде готовят раствор восстановителя. Указанное количество глюкозы растворяют в дистиллированной воде.

Растворы перед использованием охлаждают до 10—12°C, чтобы скорость восстановления не была слишком высокой, так как в противном случае осаждение серебра ухудшается.

Методика нанесения химически осажденного серебра.

На съемном пластмассовом протезе изолируются поверхности, не подлежащие нанесению металлического серебра, с помощью зуботехнического воска. Поверхность, на которую предстоит нанести металл, так называемую рабочую поверхность, подвергают пескоструйной обработке для создания микрошероховатой поверхности. Затем, не касаясь рабочей поверхности, протез переносят в ультразвуковой аппарат и обезжиривают поверхность пластмассы. После этой обработки поверхность пластмассы хорошо смачивается водой и подвергается активации.

Активирование осуществляется путем протираания рабочей поверхности протеза

При повторном ортопедическом лечении больных последовательность клинических этапов ничем не отличается от общепринятых. В то же время имеются некоторые нюансы, знание которых позволяет предупредить возможные неудачи. Следует отметить, что при повторном протезировании врач имеет дело с больным, который уже ранее пользовался съемными протезами и психологически к этому подготовлен. Работа с подобными больными упрощается, так как исчезает предубежденность против съемного протеза, свойственная многим пациентам, особенно женщинам. Такие больные, как правило, значительно быстрее адаптируются к новым протезам. Начиная их лечение, необходимо тщательно исследовать имеющиеся у них протезы. После проведения определенной коррекции их с успехом можно использовать для получения оттисков. Поскольку пациент хорошо адаптирован к протезам, получая оттиски под действием силы жевательного давления в привычных для больного условиях, можно добиться хороших результатов.

По вопросу о лечении больных со сниженным межальвеолярным расстоянием существуют различные точки зрения. Одни специалисты считают, что высоту восстанавливать не следует. По мнению других, это необходимо проводить поэтапно. Н.В.Калинина (1973) предлагает проводить так называемое нейромышечное переобучение, в основе которого лежит подготовка ЦНС, а также произвольной и рефлекторной двигательной активности мышц. Этого достигают путем поднятия межальвеолярного расстояния с помощью капп выше уровня физиологического покоя мышц, т.е. «запредельно». При этом используют физиологическую особенность миотатического рефлекса — снижение сократительной способности мышц при их запредельном растяжении. С помощью каппы высоту

межальвеолярного расстояния поднимают на 3—4 мм выше уровня физиологического покоя. Такой каппой больные должны пользоваться от 3 мес. до I года. Клиническими признаками, свидетельствующими о завершении подготовки нейромышечного аппарата, являются ощущения удобства и желание больного пользоваться каппой постоянно, в том числе и во время жевания. После этого больному изготавливают протезы с нормальной высотой нижнего отдела лица. Многие пациенты не соглашаются на такое длительное и мучительное лечение.

Основываясь на большом клиническом опыте, мы считаем, что больным, у которых снижена высота нижнего отдела лица, можно восстанавливать высоту также *одномоментно*, не прибегая к перестройке миотатического рефлекса.

Исследуя имеющиеся у больного протезы, особое внимание обращают на форму и величину искусственных зубов, а также на конфигурацию зубной дуги, с тем, чтобы не повторить имеющиеся погрешности при конструировании искусственных зубных рядов во вновь изготавливаемых протезах.

Особое внимание необходимо обращать на то, чтобы в новых протезах не была заужена зубная дуга. Если в старых протезах была бипрогнатия, пациенты будут жаловаться на нехватку места для языка.

Особые трудности представляет протезирование больных, у которых на старых протезах возник привычный прикус (прогения, сдвиг в сторону), и хотя А.П.Сапожников рекомендует в новых протезах делать такую же постановку искусственных зубных рядов, наш клинический опыт говорит об обратном. Новые протезы необходимо делать с правильной постановкой, с высокими буграми (чтобы препятствовали смещению в привычный прикус) и проводить разъяснительную работу с пациентами. Обучать их правильно смыкать челюсти.

ГЛАВА 13. ИММЕДИАТ-ПРОТЕЗЫ

Иммедиат-протезы получили название от латинского слова *immediatum* — непосредственный, немедленный. Известно, что для многих групп людей (артистов, дикторов, лекторов, преподавателей, общественных деятелей) утрата передних зубов сопровождается потерей профессии, а иногда становится трагедией.

Многие авторы (Оксман Е.И., 1968; Балаев А.В., 1969) указывали, что репарация кости после удаления зубов наступает приблизительно через 2—2,5 мес. Следовательно, протезирование определенных групп больных через такие сроки является неприемлемым.

В клинической практике различают 3 вида протезирования:

- 1) непосредственное — оттиски снимают до удаления зубов, а протезы накладывают сразу после удаления;
- 2) раннее — оттиски снимают сразу после удаления зубов, а протезы накладывают через 2—3 дня после удаления;
- 3) отдаленное — протезы изготавливают через 2—3 мес. после удаления зубов.

Значимость иммедиат-протезов заключается в реабилитации, поскольку восстанавливается эстетика, функция жевания и фонетика.

Кроме этого, непосредственное протезирование имеет лечебный эффект. Под протезом происходит формирование альвеолярного отростка и ускоряются репаративные процессы костной ткани.

Работы, проведенные с применением радиоактивных изотопов, показали, что процессы регенерации лунки под

непосредственным пластиночным протезом протекают значительно быстрее. При обычном заживлении послеоперационной раны максимальное включение ^{45}Ca наступает на 30-й день, под непосредственным протезом на 21-й день.

Ускорение репаративных процессов альвеолярного отростка объясняется интенсификацией обменных процессов в альвеолярном отростке, благодаря ранним функциональным раздражителям, поступающим от протеза. Кроме того, съемный протез служит как «повязка» и способствует сближению краев раны.

Повышенное давление под протезом на каком-то одном участке приводит к его повышенной атрофии.

Иногда, если по каким-то причинам пациенты не приходят на коррекцию протеза, эти места повышенного давления «уминаются», атрофируются и коррекция больше не требуется.

Г.Л.Соснин (1953), Е.С.Ирошникова и соавт. (1990) считают, что под воздействием иммедиат-протеза атрофические процессы в кости со временем не только не замедляются, но даже прогрессируют, постепенно ослабляя фиксацию протеза. Поэтому такие протезы считают временными.

Применение иммедиат-протезов позволяет сохранить высоту нижнего отдела лица, которая может быть изменена в результате удаления зубов, удерживающих ее.

Довольно часто приходится восстанавливать ее, так как из-за отсутствия некоторых зубов, деформации зубных рядов и подвижности последних она бывает снижена. Определяют центральную окклюзию таким образом, чтобы между зубами-антагонистами была щель на величину снижения.

Таким образом, непосредственное протезирование:

- позволяет восстановить жизненно важные функции — жевание, речь;
- сохраняет работоспособность, служит повязкой для послеоперационной раны;
- имеет защитную функцию;
- передает жевательное давление на альвеолярный отросток, стимулируя костеобразовательные процессы;
- обеспечивает эстетический эффект;
- формирует протезное ложе.

Этапы изготовления имедиат-протеза:

- 1) получение альгинатных оттисков и изготовление гипсовых моделей;
- 2) изготовление восковых базисов с окклюзионными валиками;
- 3) определение центральной окклюзии или центрального соотношения челюстей;
- 4) заливка моделей в окклюдатор или артикулятор;
- 5) срезание зубов с модели и подготовка ее;
- 6) удаление больных зубов в клинике;
- 7) припасовка и наложение протезов;
- 8) коррекция протезов.

Подготовка моделей верхней и нижней челюстей несколько разнится, и связано это с особенностями анатомического строения стенок лунок и альвеолярного отростка.

Во фронтальном участке верхней челюсти зубы срезаются до гипсовой модели. Затем в этой области (где были зубы) снимается слой гипса на 1 мм, а с вестибулярной поверхности несколько больше. Альвеолярный отросток закругляется. Неб-

ную поверхность на верхней челюсти не трогают. В боковых участках после срезания зубов шлифуют гипсовую модель на 1 мм, создавая трапециевидную форму альвеолярного отростка.

Подготовка модели нижней челюсти заключается в срезании зубов, а затем шлифовании слоя гипса с альвеолярного гребня на 1 — 1,5 мм, придавая ему закругленную форму с язычной и губной поверхностей.

Подготовленные модели в окклюдаторе или артикуляторе передаются в зуботехническую лабораторию, и лабораторный этап изготовления имедиат-протезов проводится обычным способом.

При такой методике изготовления протезов выпадает этап «проверка конструкции протеза», так как во рту имеются еще не удаленные зубы.

Протезы иногда изготавливают из бесцветной пластмассы, так как через нее видны очаги повышенного давления на подлежащие ткани. Кроме того, в этой пластмассе нет красителя и замутителя, которые могут вызывать непереносимость.

При изготовлении протезов необходимо строго выдерживать режим полимеризации пластмассы.

Кроме того, при удалении большого количества зубов, тяжелых анатомических условиях (особенно на нижней челюсти), бугристом альвеолярном отростке протезы изготавливают на мягкой подкладке.

Подкладка может быть отечественная («ГосСил») или импортная, но желательно силиконовая, во избежание аллергических состояний.

Как известно, удалять большое количество зубов чаще всего приходится при пародонтите, особенно на фоне сахарного диабета типа I.

После удаления зубов скусывают или шлифуют выступающие острые края лунок. Иногда срезают избыточные участки слизистой оболочки. После кюретажа лунок их заполняют материалами,

стимулирующими костеобразование. В настоящее время имеется большое количество таких материалов. Часто применяют гранулы гидроксилапатита со вспененным коллагеном в виде губки. Эта смесь активизирует остеосинтез и предупреждает атрофию альвеолярного отростка после удаления большого количества зубов.

Кроме того, для этих целей применяют биodeградируемую трикальций фосфатную керамику, материалы на основе стекла — «Биоситалл» и др.

После заполнения лунок каким-либо из этих материалов накладывают швы и можно приступать к наложению имедиат-протезов.

Перед наложением их обрабатывают перекисью водорода.

Как правило, протезы накладываются свободно. Если отмечается в каком-то участке повышенное давление, проводится припасовка. Первая коррекция обязательна на следующий день. Больному рекомендуют не снимать протез, ограничить прием горячей и жесткой пищи, много читать вслух.

Через 5—7 дней, когда спадает отек, протезы корректируются основательно, «выверяются по прикусу». В некоторых случаях, когда наблюдается плохая фиксация их, что может быть из-за тяжелых анатомических условий в полости рта или неправильной подготовки моделей, можно произвести первую перебазировку протезов лабораторным методом.

После протезирования такими протезами в течение 2—3 мес. (после репарации костной ткани) изготавливают новые, постоянные, протезы или опять производят перебазировку лабораторным путем этих протезов, в результате чего они также становятся постоянными.

При изготовлении протеза по методу раннего протезирования — оттиски снимают непосредственно после удаления зубов и наложения швов. Все дальнейшие этапы проводят по методике изготовле-

ния протезов, описанной выше. Протезы стараются изготовить за 2—3 дня.

В качестве примера приводим клинический случай.

В клинику госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ обратилась больная Р., 24 лет, с жалобами на затрудненное пережевывание пищи из-за подвижности зубов, неприятный запах изо рта, косметический недостаток. С 6-летнего возраста больна сахарным диабетом типа 1.

Объективно: во рту имеется 31 зуб. Отсутствует зуб 28. Атрофия костной ткани пародонта всех зубов — 3/4. Некоторые зубы находятся в мягких тканях. Подвижность зубов III степени — «клавиши», за исключением 44, 43, 42, 41, 31, 32, 33, 34 зубов, так как они полностью «замурованы» зубодесневным камнем. Между зубами наблюдаются тремы. На вопрос, почему больная так запустила заболевание, ответила, что дважды обращалась к стоматологам, которые ей сказали, что они лечить это заболевание не умеют и, когда больная будет удалять зубы, будут протезировать.

Диагноз: пародонтит развившейся стадии на фоне сахарного диабета типа 1, снижение высоты нижнего отдела лица на 2 мм.

Рекомендовано:

- изготовить имедиат-протезы на верхнюю и нижнюю челюсти;
- удалить все зубы обеих челюстей.

По вышеописанной методике больной были изготовлены два полных съемных протеза на верхнюю и нижнюю челюсти, а в стационаре на кафедре хирургической стоматологии МГМСУ удалены все зубы. После наложения протезов больная была очень довольна. Невзирая на не очень хорошие анатомические условия в полости рта, протезы фиксировались хорошо. Было произведено две коррекции протезов. Однако после выписки пациентки из стационара (на 6-й день) она в нашу клинику больше не обращалась.

ГЛАВА 14. ПРОТЕЗИРОВАНИЕ БОЛЬНЫХ ПРИ НАЛИЧИИ ДЕФЕКТОВ ЧЕЛЮСТЕЙ И ПОЛНОЙ УТРАТЕ ЗУБОВ

Верхняя челюсть

При наличии срединного, бокового, фронтального дефектов или отсутствии половины верхней челюсти и полной утрате зубов больные, как правило, жалуются на фонетический недостаток (в зависимости от величины дефекта проявляется степень гнусавости), затрудненный прием пищи (пищевые продукты и вода попадают в околоносовые пазухи), невозможность пережевывания пищи из-за отсутствия зубов на челюсти, косметический недостаток (в зависимости от величины и расположения дефекта может западать верхняя губа, скуловая часть лица, глаз со стороны дефекта).

В отечественной литературе описаны временные формирующие протезы, которые фиксируются при помощи пружин Фошара, изготавливаемых из золото-платиновой проволоки. В настоящее время пружины Фошара не применяются потому, что их никто не изготавливает. Кроме того, эти пружины не обеспечивали достаточной фиксации таких протезов. При сдвиге нижней челюсти в сторону протезы сбрасывались с челюсти и, наконец, сама конструкция формирующего протеза не обеспечивала obturation дефекта.

Причинами возникновения таких дефектов являются различного рода операции на верхней челюсти или ранения.

Основным принципом лечения таких больных является разобщение полости рта от полости носа, а также восстановление жевательной функции, речи и эс-

тетики. Кроме того, такие больные страдают психически, они не верят в успех лечения, замыкаются в себе.

Для коррекции психического состояния таких больных был применен препарат из группы селективных ингибиторов обратного захвата серотонина — флуоксетин (прозак). Флуоксетин — антидепрессант, механизм действия которого связан с высокоспецифичной блокировкой захвата серотонина в пресинаптической щели.

Дозировку флуоксетина для больных с приобретенными дефектами верхней челюсти подбирали, исходя из рекомендаций по режиму суточного дозирования для взрослых и пожилых людей при лечении депрессий. Она составила 20 мг/сут., однократно, в первой половине дня. Курс лечения для каждого больного составлял 6 нед. ежедневного приема суточной дозы.

Прием флуоксетина пациенты начинали за I—2 нед. до начала ортопедического лечения с таким расчетом, чтобы развитие стойкого клинического эффекта от применения фармакотерапии к концу 4-й недели совпадало с окончанием ортопедического лечения, а последние 2 недели приема психотропного препарата совпадали с периодом адаптации к съемным протезам с obturation частью.

Ни один из обследуемых больных не отметил побочного действия флуоксетина ни на желудочно-кишечный тракт, ни на ЦНС. Также не было зафиксировано

аллергических и иммунопатологических реакций в течение всего курса лечения.

При разобщении полости рта от полости носа разительно восстанавливается речь.

Для оценки степени восстановления функции звукообразования, связанной с наличием дефекта, сообщающего полость рта с полостью носа, был выбран метод аудиторского слухового анализа. Оценку качества речи давали по большому количеству признаков, каждый из которых можно оценивать и контролировать, поэтому впервые применили комплексную оценку качества звучащей речи в ходе прослушивания и анализа по характерным для этой патологии признакам. Ввиду особенностей звукообразования больных с приобретенными дефектами верхней челюсти был также выделен характерный для этой патологии признак — степень выраженности гнусавости. В зависимости от величины и расположения дефекта определяли гнусавость высокой и средней степени. В большинстве случаев этот признак оказывал значительное влияние на разборчивость речи.

Была составлена шкала «оценки качества речи» по совокупности признаков и их характеристик, признанных значимыми для больных с данной патологией.

Качество речи выражается в следующих признаках: гнусавость полностью отсутствует, все артикуляции восстановлены, сохранена четкость артикуляционных переходов, восстановлены нормальные темп, громкость и выразительность речи. В большинстве случаев выделенные признаки при изготовленных протезах находятся в пределах нормы или на границе нормы.

Оценка функционального состояния челюстно-лицевой области на примере фонетической эффективности изготовленных съемных obturiruyushchikh протезов дала следующие результаты: после

окончания ортопедического лечения в комплексе с психофармакотерапией и 2-недельной адаптации к новым протезам у 93% больных с дефектами верхней челюсти отмечена четкость речи.

Сравнительное изучение групп обследованных больных с приобретенными дефектами верхней челюсти и оценка полученных результатов показали, что начало применения психофармакокоррекции на предварительных этапах ортопедического лечения способствует предупреждению дальнейшего развития психопатологических нарушений.

При протезировании таких больных наибольшие трудности представляет надежная фиксация протезов. Для этого необходимо получить клапан по краю протеза (как у обычных протезов с полной утратой зубов), а также по краю дефекта, что не всегда удается. Иначе такие протезы не фиксируются. Кроме того, obturiruyushchaya часть должна быть идеальна, иначе вода при наклоне головы больного попадает в нос. Это достигается изготовлением протезов с obturiruyushchey частью, которая погружается в дефект. Кроме того, эта выступающая часть, как правило, покрывается эластичной подкладкой, которая способствует улучшению фиксации и не так травмирует подлежащие ткани.

Кроме того, для улучшения фиксации и obturiruyushchey таких конструкций применяются вспомогательные методы фиксации с помощью паст, порошков или пленок.

На кафедре госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ обратилась *пациентка К.*, у которой был дефект правой половины верхней челюсти и полностью отсутствовали зубы на верхней челюсти. На нижней челюсти у больной были свои зубы. Был изготовлен челюстно-лицевой протез на верхнюю челюсть с obturiruyushchey частью, покрытой эластичной подкладкой «ГосСил». Больная

была довольна: ощутимо восстановились речь и функция жевания, были получены хороший косметический эффект и достаточная функциональная присасываемость протеза.

Однако, явившись через несколько дней на коррекцию, больная предъявила жалобу на то, «что она не может мыть полы, так как жидкость капает из носа». После нанесения на obtурирующую часть протеза пленки из «Протопле-на-М» фиксация протеза значительно улучшилась (рис. 14.1).

Методика изготовления протезов:

- 1) тампонада поднутрений поверхности дефекта при помощи ваты, обернутой салфеткой;
- 2) получение альгинатного оттиска стандартной оттискной ложкой;
- 3) коррекция модели (заливка гипсом выраженных поднутрений);
- 4) изготовление индивидуальной ложки — базиса из пластмассы;
- 5) получение функционально-присасывающегося оттиска силиконовыми материалами;
- 6) определение центрального соотношения челюстей. В зависимости от величины дефекта используют восковой или пластмассовый базис, который остается в дальнейшем базисом протеза;



Рис. 14.1. Готовый челюстно-лицевой протез с эластичной подкладкой на верхнюю челюсть.

7) проверка конструкции протеза;

8) в зависимости от величины дефекта покрытие obtурирующей части эластичной подкладкой на данном этапе или на готовом протезе;

9) наложение протеза.

В тех случаях, если эластичную подкладку не нанесли, необходимо получить оттиск силиконовым материалом только obtурирующей части протеза, а затем оттиск заменить на эластичную подкладку.

В последние годы для укрепления протезов на челюсти стали использовать имплантаты, которые укрепляют на оставшемся альвеолярном отростке верхней челюсти или скуловой кости.

Нижняя челюсть

На нижней челюсти ложный сустав встречается с наличием дефекта кости и без такового. Ложный сустав возникает в результате перелома или ранения, когда больному не оказывается медицинская помощь, а между фрагментами челюсти попадают связки, фасции или мышцы и не происходят сращения челюсти. Таким образом на нижней челюсти получается три сустава.

Подвижность в ложном суставе зависит от его расположения на челюсти и величины дефекта кости. При наличии дефекта в этой области, как правило, располагаются келоидные рубцы, которые значительно ухудшают результаты протезирования.

При ортопедическом лечении таких больных основным принципом лечения должно быть изготовление таких протезов, которые бы не препятствовали движению в области ложного сустава.

Описанные в отечественной литературе аппараты В.Ю.Курляндского, Оксма-на относятся к челюстям с естественными зубами. Аппарат Ванштейна (части протезов, соединяющиеся при помощи пружины) приемлем только при срединном ложном суставе без дефекта костной

части челюсти, когда смещения в области ложного сустава минимальны.

Как указывалось выше, при наличии дефекта кости и рубцов, проходящих от щеки к языку, достичь лабильного соединения фрагментов челюсти не представляется возможным.

Поэтому съемный протез изготавливается только на больший фрагмент че-

люсти. Протез, как правило, фиксируется недостаточно хорошо. Он делается с мягкой подкладкой, и больные, страдавшие от данной патологии, приспособляются к нему и бывают довольны.

В последнее время при такой патологии стали применять имплантаты для улучшения фиксации съемных протезов.

РАЗДЕЛ II. МАТЕРИАЛЫ, ПРИМЕНЯЕМЫЕ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПЛАСТИНОЧНЫХ ПРОТЕЗОВ ПРИ ПОЛНОЙ УТРАТЕ ЗУБОВ

ВВЕДЕНИЕ

Стоматологическое материаловедение является наукой, которая решает проблемы создания новых, более эффективных материалов, изучает свойства материалов и изменения, происходящие в них в процессе их использования по назначению в клинических и лабораторных условиях, а также рассматривает вопросы происхождения и производства стоматологических материалов. Поскольку встречающиеся в природе вещества не обладают необходимым для стоматологических целей комплексом свойств, стоматологические материалы разрабатываются в химических лабораториях и выпускаются специализированными предприятиями в виде препаратов, заготовок, изделий, полуфабрикатов и сырья. Из них в клинике и лаборатории изготавливают протезы и различные стоматологические аппараты. Новые материалы внедряются в стоматологическую практику после тщательного лабораторного, клинического, а в необходимых случаях биологического их исследования.

Массовое производство и применение стоматологических материалов разрешается только после утверждения их Минздравсоцразвития РФ. Стоматологические материалы должны соответствовать медико-техническим требованиям, которые отражены в ТУ (технических условиях) и стандартах. Одним из направлений обеспечения высокого качества отечественных материалов является соответствие их показателей требованиям стандартов Международной организации по стандартизации (ИСО).

В настоящее время в России выпускается широкий ассортимент всех видов основных стоматологических материалов. Этому способствовало интенсивное развитие отечественного стоматологического материаловедения за последние 30 лет.

Большую роль в создании и развитии отечественного стоматологического материаловедения сыграли работы советских стоматологов А.И.Рыбакова, И.И.Ревзина, М.А.Нападова, В.Ю.Курляндского, А.П.Воронова, В.А.Марского, А.И.Дойникова, Д.Н.Цитрина, А.Э.Рофе, Л.Е.Шаргородского, И.Ю.Лебеденко, В.И.Митиной, Т.Ф.Стрелюхиной, М.З.Штейнгарта и др. Успехи химии в области синтеза полимеров и создания компаундов холодного отверждения позволили разработать новые рациональные методы лабораторной и клинической работы. Изготовление зубных протезов и стоматологических аппаратов связано с химической переработкой и механической обработкой различных материалов. Технологический процесс, обеспечивающий получение протеза хорошего качества при высокой производительности труда и минимальном расходе материалов, может быть грамотно разработан только при учете химических и физико-механических свойств применяемых материалов.

При оказании стоматологической помощи успех лечения больного зависит не только от умения врача-стоматолога и зубного техника пользоваться инструментами, но, в значительной степени, и от верного подбора и применения необ-

ходимых материалов. Правильное использование стоматологических материалов требует знания свойств материалов, а также всех изменений, происходящих при их применении. Так, при изготовлении протеза необходимо знать, какое влияние оказывает температура на качество полимеризата. Нарушение температурного режима вызовет пористость протеза. Незнание влияния экспозиции и усилия деформации на реверс альгинатных материалов может привести к нарушениям при выведении оттиска из полости рта и получению некачественного протеза. Отсюда вытекает необходимость глубокого изучения свойств материалов и изменений, происходящих в них в процессе их использования.

Каждый материал обладает определенным комплексом физических и химических свойств (плотность, температура плавления, электрическое сопротивление, водопоглощение, способность вступать в химическое взаимодействие и др.). Стоматологическое материаловедение изучает лишь те свойства материалов, которые имеют прямое или косвенное отношение к стоматологической практике. Ни диэлектрические, ни магнитные свойства полиметилакрилата не имеют значения для качества протеза. Такие же свойства, как прочность, водопоглощение, полнота конверсии мономера, непосредственно отражаются на качестве протеза.

В настоящей главе освещаются следующие вопросы: 1) составы и современные методы разработки новых материалов; 2) химические и физико-механические свойства материалов, особенности их химической, термической и механической переработки в клинических и лабораторных условиях; 3) медико-технические требования, предъявляемые к стоматологическим материалам; 4) товарные формы и технология производства основных стоматологических материа-

лов; 5) современные тенденции создания новых эффективных материалов.

Изготовление протезов и оказание стоматологической помощи требует применения материалов различной природы: пластмасс, металлов и их сплавов, восков, абразивов, лечебных средств и др. По назначению стоматологические материалы подразделяют на две группы: 1) *основные конструкционные материалы* — материалы для базисов протезов, искусственных зубов, металлы и сплавы; 2) *вспомогательные материалы* — оттисковые, моделировочные, материалы для моделей, формовочные материалы, изоляционные материалы и др.

Материалы, из которых непосредственно изготавливают протезы, являются основными, а материалы, используемые на различных стадиях изготовления протезов в клинике или лаборатории, — вспомогательными.

Краткие исторические сведения об использовании материалов в стоматологии

Влияние прогресса в использовании материалов отчетливо прослеживается на всей многовековой истории развития стоматологии. Наибольшие успехи в стоматологии достигались в те исторические периоды, когда создавались и внедрялись новые более эффективные материалы. До XVIII в. в арсенал врача входил весьма ограниченный набор малоприспособных материалов, и это обстоятельство определяло скромные достижения стоматологии того периода. В результате успехов химии и химической технологии, физики и прогресса в других областях науки и техники сложились объективные условия для появления новых стоматологических материалов. Интенсивное создание высокоэффективных материалов за последние 50 лет и разработка на основе внедрения новых материалов более совершенных методов лечения позволили поднять стоматологическую помощь на новый уро-

вень. Можно утверждать, что за последние 50 лет в результате появления более совершенных материалов в стоматологии достигнут прогресс больший, чем за всю ее многовековую историю.

Зубное протезирование, как об этом свидетельствуют палеонтологические исследования, было известно еще за много веков до нашей эры. Во времена Римской империи и в средние века изготавливались искусственные зубы эстетического назначения, материалом для которых служила слоновая или бычья кость. В первых письменных источниках встречаются сведения о том, что золото для протезирования применяли этруски, а затем греки и римляне. Римляне применяли зубы человека или животных, укрепляя их при помощи золотого кольца или золотой проволоки. Имеются основания предполагать, что золото использовали еще раньше (2500 лет тому назад) ассирийцы и египтяне.

До конца XVIII в. специалистов-стоматологов не было и «врачеванием» часто занимались самоучки-ремесленники — ювелиры, парикмахеры, граверы. Начиная с XVIII в. наблюдается более быстрое развитие стоматологии. В 1728 г. вышла книга P.Fauchad, в которой были собраны многочисленные сведения по зубоврачеванию, описаны материалы и методики протезирования зубов.

Об изготовлении съемных протезов впервые сообщили V.Guerini и L.Heister. Значительным событием в истории стоматологии, несомненно, следует считать предложение Dushaton (1789) использовать фарфор для изготовления искусственных зубов. Изготавливать индивидуальные фарфоровые зубы с платиновыми крапонами предложил в 1806—1808 гг. G.Fonzi. Он же разработал окраску фарфоровых зубов пигментами 26 расцветок. Искусственные пластмассовые зубы из акрилатов начали широко использовать в 30-х годах XX в.

Важнейшей вехой в истории стоматологии является начало использования оттисковых материалов. Применение их послужило истоком создания современной технологии изготовления стоматологических конструкций. Оттисковые материалы появлялись в следующей хронологической последовательности: восковые композиции, гуттаперча (1842), гипс (Veeneel D., 1844), термопластические компаунды (Stent, 1860), гидроколлоидные агаровые (Poller A., 1925), цинкокси-дэвгенольные (Kelly E.B., Ross R.A., 1935), альгинатные (Wilding, 1940), полисульфидные (1954), силиконовые (1956), полиэфирные (1970) материалы.

Большое влияние на прогресс в стоматологии оказало совершенствование базисных материалов. В 1839 г. Goodshir разработал способ вулканизации каучука введением серы. Открытие вулканизации дало возможность в 1848 г. Delabor применить каучук в качестве материала для базиса протеза. Хотя каучуку присущ ряд серьезных недостатков, все же он выдержал испытание на протяжении более 100 лет. Каучук отличается пористостью, обусловленной выделением сероводорода в процессе вулканизации. Он адсорбирует микрофлору полости рта и раздражает слизистую оболочку. Эстетические качества каучука нельзя считать удовлетворительными. Все это инициировало поиски новых материалов, свободных от недостатков, свойственных каучуку. В настоящее время зуботехнический каучук не выпускается. В качестве материала для базиса, по предложению Ash, применяли панцирь черепахи, однако этот материал не получил признания. После того, как в 1865 г. Parker изготовил пластическую массу целлулоид, пластифицируя нитроцеллюлозу камфорой, этот новый материал пытались применить для изготовления базисов зубных протезов. Однако дело не увенчалось успехом из-за серьезных недостатков, свойственных

целлюлоиду (миграция камфоры, недостаточная прочность и др.).

Поиски новых материалов привели Worker и Kelcey к фенолформальдегидным пластмассам. В 1921 г. они предложили использовать бакелит в качестве материала для базиса протеза. Внедрение бакелита в стоматологию встретило ряд трудностей из-за его темного цвета, сложной технологии переработки и санитарно-гигиенического несоответствия. Однако в результате большой работы химикам все же удалось создать бакелит светлой окраски, имитирующий цвет слизистой оболочки десны. Этот материал под названием «иксолан» в свое время считался одним из лучших базисных материалов. В 1926 г. был создан новый фенолформальдегидный материал валькерит. В СССР И.И.Новиком (1938) на основе бакелита был разработан стомалит, а С.С.Шведовым (1934) — эфнелит. При использовании бакелитовых материалов проявились их недостатки (цветоустойчивость, хрупкость, трудность починки, неприятный запах, сложность технологии изготовления протеза и др.), в связи с чем их перестали применять в стоматологии.

После неудачных попыток использовать в зубопротезной технике термореактивные пластмассы с 1930-х годов начались поиски термопластических материалов для базисов. В 1933—1934 гг. в США и Англии появились новые материалы, полученные на основе продукта полимеризации сложного винилового эфира, — видон и резовин, которые уже в 1940 г. были сняты с производства.

В 1935 г. в стоматологическую практику начали внедряться акриловые полимеры. Применение акрилатов в качестве одного из основных конструктивных материалов для изготовления протезов и пломбировочных материалов открыло новую страницу в истории развития стоматологии. В 1935 г. появился первый акриловый

материал для протезов — каллодент. Он выпускался в виде заготовок, использование которых требовало сложной техники. Заготовку требовалось размягчить до приобретения необходимой текучести нагреванием, после чего материал впрыскивался в форму. Несмотря на преимущества нового материала, сложность переработки ограничивала его применение. Проблема переработки акрилатов в стоматологии была решена в 1935 г. в Германии Kultzer, который предложил применять акрилаты в виде тестообразной формовочной массы, получаемой обработкой измельченного полиметил метакрилата мономером. На основе этого изобретения в 1937 г. начался выпуск паладона. В последующие годы в различных странах появился ряд подобных материалов: термолит, каллодент-222, портекс, рико, стеллон.

В СССР акриловая пластмасса (АКР-7) для базисов протезов на основе суспензионного пол и метил метакрилата была разработана и внедрена в стоматологическую практику Б.Н.Быниным, М.Б.Выгодской и И.И.Ревзиным в начале 1940-х гг. В настоящее время выпускается широкий ассортимент акриловых и сополимерных конструктивных и пломбировочных материалов: акрел, этакрил, фторакс, акронил, акродент, редонт, карбопласт, эподент и др. Создание и внедрение в производство акриловых конструктивных материалов осуществлено на основе работ В.Д.Безуглого, И.Я.Поюровской, М.М. Тернера, М.А.Нападова, Л.Н.Мац и др. В мировой стоматологической практике акриловые пластмассы и сополимеры на основе акрилатов являются основными материалами для базисов. Бум, возникший в 1960-х годах вокруг других термопластических материалов (поликарбонат, полипропилен и др.), не оправдал ожиданий. Надо полагать, что в обозримом будущем модифицированные акрилаты останутся основными базисными материалами.

ГЛАВА 15. ОСНОВНЫЕ КОНСТРУКЦИОННЫЕ МАТЕРИАЛЫ

15.1. ПЛАСТМАССЫ ДЛЯ БАЗИСОВ ПРОТЕЗОВ

Конструкционные материалы, применяемые для изготовления базисов съемных пластиночных протезов, называются базисными материалами. Базис является основанием, на котором укрепляются искусственные зубы, кламмеры и другие составные части съемных протезов. Он представляет собой пластинку, покрывающую на верхней челюсти слизистую оболочку твердого неба, а также альвеолярные отростки, на нижней челюсти — слизистую оболочку альвеолярного гребня с язычной и щечно-губной сторон.

Медико-технические требования. В соответствии с назначением, условиями применения и переработки к базисным материалам предъявляются следующие основные медико-технические требования: 1) достаточная прочность, обеспечивающая целостность протеза, и необходимая эластичность, исключающая остаточную деформацию под воздействием жевательных усилий; 2) высокое усталостное сопротивление изгибу, так как в условиях эксплуатации протез испытывает знакопеременные нагрузки; 3) высокое сопротивление при ударе; 4) достаточная твердость и низкая стираемость; 5) индифферентность к действию слюны и различных пищевых веществ; 6) цветостойкость к воздействию солнечной радиации, воздуха и других факторов окружающей среды; 7) безвредность для тканей полости рта; 8) отсутствие адсорби-

рующей способности к пищевым веществам и микрофлоре полости рта.

Базисные материалы должны: 1) легко дезинфицироваться; 2) быть рентгеноконтрастными; 3) легко подвергаться починке; 4) быть технологичными, т.е. легко перерабатываться в изделие высокой точности; 5) окрашиваться и хорошо имитировать естественный цвет десны; 6) не вызывать неприятных вкусовых ощущений и не иметь запаха; 7) прочно соединяться с фарфором, металлами, пластмассой.

История стоматологии знает много как природных, так и искусственных материалов, использовавшихся для изготовления протезов. Однако еще не найдены такие базисные материалы, которые в полной мере соответствовали бы всем медико-техническим требованиям. На практике проверено значительное количество материалов, но от многих из них пришлось отказаться, так как они по целому ряду свойств оказались неудовлетворительными. В настоящее время синтетические пластические массы приобрели важное практическое значение в различных областях медицины, особенно в стоматологии и челюстно-лицевом протезировании. Широкое применение полимерных материалов в стоматологии обусловлено возможностью получения полимеров, обладающих следующими свойствами: 1) биоинертностью — эти полимеры применяют для постоянной замены пораженных или утраченных тканей и органов живого организма; они

обладают высокой устойчивостью к воздействию сред организма, практически не изменяют своих первоначальных характеристик и допускают стерилизующую обработку; биоинертные полимеры не канцерогенны и оказывают минимальное раздражающее действие на контактирующие с ними ткани; 2) химической стойкостью; 3) механической прочностью и высокой технологичностью; 4) эстетическими свойствами.

Пластмассам может быть придан вид, прекрасно имитирующий живые мягкие или твердые ткани. Поэтому в настоящее время в качестве базисных материалов в основном используются пластические массы. Испытание полимерных материалов на санитарно-гигиеническое соответствие включает: 1) санитарно-химические исследования — идентификацию и определение концентрации веществ, мигрирующих из материала в контактирующие с ним среды; 2) токсикологические исследования — выявление возможности токсического действия материала или содержащихся в нем химических агентов на организм. Токсичность гомо- и сополимеров акрилатов — основных полимеров, используемых в стоматологии, обусловлена, главным образом, содержанием в них остаточных мономеров и катализаторов. Полимеры практически нетоксичны. Предельно допустимая концентрация (ПДК) метилметакрилата в вытяжках составляет 0,25 мг/л.

Классификация пластических масс

Пластические массы — материалы, основу которых составляют полимеры, находящиеся в период формования изделий в вязкотекучем или высокоэластичном, а при эксплуатации — в стеклообразном или кристаллическом состоянии. В зависимости от характера процессов, сопутствующих формированию изделий, пластмассы делят на две группы — термопласты (термопластичные) и реактопла-

сты (термореактивные). К реактопластам относят материалы, переработка которых в изделия сопровождается химическими реакциями образования трехмерного полимера — отверждением. При этом пластик утрачивает способность размягчаться при повторном нагревании. При формировании изделий из термопластов не происходит отверждения, не протекают химические реакции и материалы не утрачивают способность при повторном нагревании размягчаться. Таким образом, реактопласты — необратимые, а термопласты — обратимые материалы. Термопластами являются полиметилметакрилат, полистирол, полипропилен, полиэтилен и др., термореактивными материалами — аминопласты, фенопласт и др.

Пластические массы обычно состоят из нескольких совмещающихся и несомещающихся компонентов (наполнитель, краситель, сшивагент и др.). Пластмассы могут быть однофазными (гомогенными) или многофазными (гетерогенными) композиционными материалами. В гетерогенных пластмассах полимер выполняет функцию дисперсионной среды (связующего) по отношению к диспергированным в нем компонентам, составляющим самостоятельные фазы. Гетерогенными пластмассами являются пломбировочные композиты.

Пластификаторы применяют для повышения пластичности и расширения интервала высокоэластичного состояния полимерных материалов. Кроме того, они облегчают диспергирование в полимере сыпучих ингредиентов, регулируют клейкость полимерной композиции, снижают их вязкость и температуру формования.

Стабилизаторы применяют для защиты полимеров от старения. Стабилизаторы снижают скорость химических процессов, ответственных за старение полимера. В соответствии с этим используют

различные стабилизаторы: антиозона-ты — ингибиторы озонного старения; светостабилизаторы — ингибиторы фотоокислительной деструкции; антиоксида-ты — ингибиторы термоокислительной деструкции.

Красители применяют для получения окрашенных полимерных материалов. Окраска стоматологических полимерных материалов проводится с целью получения эстетического эффекта — имитации мягких и твердых тканей. Базисные материалы окрашивают для имитации цвета десен и неба. Искусственные зубы должны по цвету соответствовать естественным. Для окраски полимерных материалов применяют органические красители и пигменты. К красителям предъявляют специфические требования: высокая дисперсность мельче (1—2 мкм), отсутствие склонности к миграции на поверхность изделия, свето- и атмосферостойкость, стойкость к ротовой жидкости.

Сшивающие агенты вводят в полимеры с целью создания на определенной стадии переработки поперечных связей между макромолекулами. Образование поперечных связей (сшивка) обуславливает повышение прочностных и других эксплуатационных свойств полимерных материалов. Сшивающие подразделяют на вулканизирующие (для каучуков) и отвердители (для пластиков). Вулканизирующие агенты в сочетании с катализаторами и активаторами используют в полисульфидных оттисковых материалах, а также в некоторых материалах, применяемых в качестве мягких базисных подкладок. Сшивающие-отвердители используют в ряде базисных материалов и полимерных пломбирочных материалах.

Антимикробные агенты — это добавки, препятствующие размножению микроорганизмов в полимерных материалах. Такие ингредиенты должны быть эффективными при использовании их в малых

концентрациях (доли процента). Кроме рассмотренных добавок полимерные материалы могут содержать ряд других ингредиентов, модифицирующих их свойства (добавки для придания рентгеноконтрастности, смазки, структурообразователи и др.).

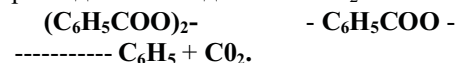
Способы получения полимеров

Синтез полимеров осуществляется посредством реакций полимеризации и поликонденсации. В соответствии с этим различают полимеризационные и поликонденсационные полимеры.

Полимеризацией называется процесс получения высокомолекулярных веществ, при котором макромолекула образуется путем последовательного присоединения одного или нескольких низкомолекулярных веществ (мономеров) к растущему активному центру.

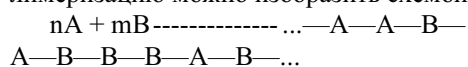
Процесс полимеризации состоит из нескольких основных стадий: иницирования полимеризации, роста полимерной цепи, обрыва цепи, передачи цепи. В качестве примера рассмотрим полимеризацию метилметакрилата.

Иницирование — это превращение небольшой доли мономера в активные центры, способные присоединять к себе новые молекулы мономера. Для создания активных центров в систему вводят химически нестойкие вещества — инициаторы, — которые под влиянием тепла или других факторов, распадаясь, образуют свободные радикалы (перекись бензоила и др.). Перекись бензоила при температуре 60—65°C распадается с образованием бензоатных радикалов, часть из которых распадается с выделением CO₂:



Сополимеризация. В 1987 г. В.Солонин установил, что совместно могут полимеризовываться молекулы различных мономеров. Процесс образования микромолекул из двух и более мономеров

называется сополимеризацией, а образующийся продукт — сополимером. Сополимеризацию можно изобразить схемой:



Сополимеризация является важным способом получения полимеров с разнообразными заданными свойствами. Применяя разные мономеры и изменяя соотношения исходных мономеров, можно варьировать в широком диапазоне свойства получаемых сополимеров, изменяя их эластичность, прочность, растворимость, теплостойкость. Образующийся при сополимеризации полимер обычно не имеет в цепи правильного чередования мономерных звеньев, как показано на схеме. Кроме того, соотношение мономерных звеньев в полимерной цепи обычно не соответствует соотношению мономеров в реакционной смеси. Новые методы сополимеризации позволяют получить полимеры с улучшенными свойствами — привитые и блоксополимеры.

Поликонденсация — процесс синтеза полимеров из би- или полифункциональных соединений, при котором рост макромолекул происходит путем химического взаимодействия молекул мономеров друг с другом и п-мерами, а также молекул п-меров между собой. Обычно при реакции поликонденсации выделяются побочные низкомолекулярные вещества (H_2O , NH_3 , спирты). Линейные макромолекулы образуются только при конденсации бифункциональных мономеров. Если же в поликонденсации участвуют молекулы с тремя и большим числом функциональных групп, образуются полимеры с трехмерной структурой. Поликонденсация лежит в основе отверждения силиконовых и полисульфидных оттисковых материалов.

Пластификация. Процесс повышения эластичности и (или) пластичности материала в условиях его переработки и (или) эксплуатации называется пласти-

фикацией. Различают следующие виды пластификации: внешнюю, внутреннюю и механическую.

Внешняя пластификация представляет собой процесс введения пластификаторов — веществ, совмещающихся с полимером, т.е. образующих истинный раствор пластификатора в полимере. Пластификаторы — низкомолекулярные высококипящие жидкости. В качестве пластификатора в стоматологических материалах используют диоксилфталат, себацнаты, дибутилфталат, фталаты высших спиртов и др. Введение пластификатора в полимер может быть осуществлено в процессе синтеза (суспензионный полиметилметакрилат) добавлением в состав жидкости материала типа порошок—жидкость, при смешении компонентов в процессе изготовления пастообразных стоматологических материалов.

Внутренняя пластификация позволяет уменьшить жесткость самих макромолекул. Это достигается путем сополимеризации, при которой в полимерную цепь вводятся мономерные звенья другого мономера, снижающие жесткость цепи макромолекулы. В СССР для базисов протезов выпускался материал с внутренней пластификацией «Этакрил» — тройной сополимер метилметакрилата, метилакрилата и этилметакрилата. Подвижное звено метилакрилата в жесткой полимерной цепи полиметилметакрилата снижает жесткость макромолекулы. Это позволяет получить материал с более высокой ударной вязкостью. Улучшение одних свойств за счет пластификации часто оборачивается ухудшением других (прочность, теплостойкость). В результате выщелачивания и улетучивания пластификаторов пластифицированные полимеры быстрее стареют, поэтому целесообразно применять внутреннюю пластификацию.

Механическая пластификация осуществляется путем одно- или двухосной

вытяжки полимера, нагретого выше температуры стеклования, и охлаждения в растянутом состоянии. При этом достигаются большие прочность, гибкость и морозостойкость. При механической пластификации происходят ориентация и распрямление макромолекул, и при охлаждении возникшая структура фиксируется.

Старение полимеров

Под воздействием различных факторов полимеры со временем утрачивают свои первоначальные свойства. Совокупность химических и физических превращений, происходящих в полимере при эксплуатации, переработке или хранении и приводящих к потере им комплекса полезных свойств, называют старением полимеров. При переработке, эксплуатации и хранении полимер подвергается воздействию многочисленных факторов (тепло, свет, кислород, влага, агрессивные среды, механические нагрузки), что создает условия для инициирования и развития химических процессов в полимере. При старении протекают два основных процесса — деструкция и сшивание. Старение принято классифицировать по природе индуцирующего агента: термическое, окислительное, механическое, радиационное.

При старении происходит разрыв полимерных цепей (деструкция), а укорочение макромолекул приводит к снижению механической прочности. Термическая деструкция, наряду с химической, — наиболее часто встречающийся вид деструкции. При термической деструкции акрилатов происходит регенерация мономера. Химическая деструкция чаще всего обусловлена воздействием окисляющих и омыляющих агентов. Окисляющее действие кислорода усиливается под действием света. При старении теряется эластичность, повышается жесткость

и хрупкость, снижается механическая прочность. Кроме того, в макромолекулах разрываются наиболее слабые химические связи и при этом образуются свободные радикалы, которые, отличаясь повышенной активностью, инициируют дальнейшую деструкцию макромолекул.

Разрыв химических связей невозможно предотвратить извне, т.е. при помощи добавок. Стабильность полимера можно повысить лишь за счет изменения его химической структуры. Роль же добавок-стабилизаторов сводится только к замедлению (ингибированию) процесса разложения за счет дезактивации веществ, которые оказывают каталитическое действие на деструкцию, или снижению концентрации активных частиц, вызывающих деструкцию.

Известны две группы стабилизаторов: блокирующие и экранирующие. Рассмотренный механизм защиты от старения характерен для блокирующих стабилизаторов. Экранирующие стабилизаторы поглощают энергию облучения и тем самым ингибируют деструкцию. Применение стабилизаторов удлинит срок службы полимерных материалов на 100—200%. Повышение жесткости и хрупкости может происходить также вследствие удаления низкомолекулярных компонентов (пластификатор, остаточный мономер) и сшивки макромолекул.

Механические свойства полимеров — это комплекс свойств, определяющих механическое поведение полимеров при действии на них внешних сил. Для полимеров характерны: 1) способность развиваться под действием внешних механических сил большие обратимые деформации; 2) релаксационный характер реакции полимерного тела на механическое воздействие, т.е. зависимость деформации и напряжений от длительности воздействия; 3) зависимость механических свойств от условий его получения, способа переработки и предварительной об-

работки. Это связано с существованием в полимерных телах разнообразных форм надмолекулярной структуры; 4) способность под действием анизотропного механического воздействия приобретать резкую анизотропию механических свойств и сохранять ее; 5) способность к химическим превращениям под действием механических сил.

Классификация пластмасс для базисов протезов

В зависимости от назначения базисные пластмассы подразделяют на четыре основные группы: 1) пластмассы для базисов; 2) пластмассы для мягких базисных подкладок; 3) пластмассы для перебазировки съемных протезов и починки протезов; 4) конструкционные пластмассы холодного отверждения, используемые для изготовления ортодонтических аппаратов и в челюстно-лицевой ортопедии.

Базисные материалы должны соответствовать следующим специфическим требованиям:

1) необходимая консистенция формовочной полимер-мономерной массы должна достигаться менее чем за 40 мин;

2) готовая формовочная масса должна легко отделяться от стенок сосуда для замешивания порошка с жидкостью;

3) через 5 мин после достижения необходимой консистенции материал должен обладать оптимальными свойствами текучести;

4) водопоглощение не должно превышать $0,7 \text{ мг/см}^2$ после 24 ч хранения образца в воде при 37°C ;

5) после просушивания до постоянной массы образца, хранившегося 24 ч в воде при 37°C , растворимость не должна превышать $0,04 \text{ мг/см}^2$;

6) при выдержке образца пластмассы под источником ультрафиолетового излучения мощностью 400 Вт в течение 24 ч пластмасс горячего отверждения

и 2 ч пластмасс холодного отверждения допускается незначительное изменение цвета;

7) поперечный прогиб при нагрузке 50 Н для пластмасс горячего отверждения не должен превышать 4 мм, а для пластмасс холодного отверждения при нагрузке 40 Н составлять не более 4,5 мм.

Конструкционные базисные пластмассы в зависимости от их товарной формы подразделяют на три основных типа: 1) пластмассы типа порошок—жидкость; 2) пластмассы типа гель; 3) термопластичные литьевые пластмассы.

Пластмассы типа гель.

Базисные материалы типа гель — готовая формовочная масса, получаемая обычно смешением мономера с поливинилакрилатным сополимером. Материал поставляется в виде толстой пластины, покрытой с обеих сторон изолирующей полимерной пленкой, которая препятствует испарению мономера. Эти материалы изготавливаются только методом горячего отверждения, поэтому в их состав не входят ингредиенты окислительно-восстановительных систем холодного отверждения (активаторы, инициаторы).

Гели изготавливают на основе двухполимермономерных систем. Система I представляет собой формовочную массу, полученную смешением полиметилметакрилата с метилметакрилатом, система II — сополимер винилхлорида ($\text{CH}_3\text{—CHCl}$) и винилацетата ($\text{CH}_2=\text{CH—OCOCH}_3$) с метилметакрилатом. Физические свойства этих двух материалов совершенно различны. Большее применение находят гели на основе системы II. Количество ингибитора и температура хранения — основные факторы, влияющие на срок хранения материалов типа геля. При хранении в холодильнике гель не теряет своих технологических характеристик в течение 2 лет. Перерабатывать в изделие материалы типа гель можно методом компрессионного прессования и инжек-

ционным. Обычно используют инъекционный способ. Преимущества этих материалов состоят в точной заводской дозировке компонентов и исключении операции приготовления формовочной массы в условиях клиники. У нас в стране материалы для базисов протезов типа гель не выпускаются.

Пластмассы типа порошок—жидкость.

Пластмассы для базисов протезов выпускаются промышленностью в основном в виде комплекса порошок—жидкость. При смешении раздельно хранимых порошка и жидкости образуется формовочная масса, которая в зависимости от состава порошка и жидкости отверждается при нагревании или самопроизвольно. Первый тип материалов — пластмассы горячего отверждения, второй — пластмассы холодного отверждения. Пластмассы типа порошок—жидкость перерабатываются в изделия методами компрессионного и литьевого прессования, инъекцией и методом свободного литья. Они отличаются высокой технологичностью, которая компенсирует некоторые их недостатки.

15.2. ПЛАСТИЧЕСКИЕ МАССЫ ГОРЯЧЕЙ ПОЛИМЕРИЗАЦИИ

Производство жидкости состоит из очистки мономера (деингибирование), приготовления жидкости по рецепту и фасовки. Очистка мономера предусматривает частичное удаление гидрохинона из мономера обработкой его раствором гидроксида натрия. В очищенный мономер при размешивании в реакторе без нагрева добавляют ингредиенты согласно рецептуре (сшивагент, небольшое количество ингибитора, сомомеры). Однородный раствор фасуют. Для предотвращения преждевременной полимеризации жидкость фасуют во флаконы из темного стекла. Замедляющее полимеризацию действие оказывает и кислород воздуха, поэтому вероятность полимери-

зации мономера в полных флаконах больше. Жидкость хранят в плотно закупоренном, не доверху заполненном сосуде в темном прохладном месте.

Порошки полимер-мономерных систем представляют собой суспензионные акриловые гомо- и сополимеры. Они могут содержать инициатор, наполнитель и другие компоненты в зависимости от назначения материала. Эмульсионные порошки не нашли применения, так как они очень быстро набухают в мономере и формовочная масса не обладает необходимой жизнеспособностью (рабочим временем). Жизнеспособностью называется время, в течение которого полимер пригоден к переработке после введения в него соединений, вызывающих отверждение (инициаторы, катализаторы, активаторы и др.). Особенно важно, что в процессе эмульсионной полимеризации нельзя ввести в полимер перекисные инициаторы, которые в сочетании с активатором образуют отверждающие системы в пластмассах холодного отверждения.

Производство полимерных порошков состоит из следующих стадий: 1) очистка мономера; 2) суспензионная полимеризация; 3) гидролиз стабилизатора; 4) фильтрация; 5) сушка порошка; 6) окраска и введение наполнителя; 7) фасовка.

Очистка мономера предусматривает удаление ингибитора (гидрохинона), который вводится изготовителем в мономер в количестве 0,01—0,05% для предотвращения преждевременной полимеризации при хранении и транспортировке. Гидрохинон снижает цветостойкость полимера и ухудшает условия процесса суспензионной полимеризации. При использовании в качестве ингибитора дифенилолпропана стадия очистки исключается. Гидрохинон удаляют, обрабатывая мономер (5% в расчете на мономер) 10—15% раствором гидроксида натрия. Образующийся гидрохинолят натрия

NaOCHONa переходит из мономера в нижний водно-щелочной раствор, который отделяется от мономера. Мономер промывают водой, фильтруют для удаления взвеси гидратов и направляют на полимеризацию.

Полимеризация проводится в реакторе из нержавеющей стали, который имеет «рубашку» для теплоносителя (пар), пропеллерную мешалку, работающую со скоростью 1000 об./мин, и снабжен обратным холодильником. В реактор загружают воду, мономер (или смесь мономеров при синтезе сополимеров), стабилизатор эмульсии (крахмал) и инициатор (перекись бензоила). Если порошки полимеров окрашивают органическими красителями, то их растворяют в мономере перед полимеризацией.

Внешнюю пластификацию полимерных порошков проводят в процессе полимеризации, загружая в реактор пластификатор (дибутилфталат, диоктилфталат и др.) в количестве 5—10% в расчете на мономер. Полимеризацию проводят при работающей мешалке, постепенно нагревая реакционную массу до 80—84°C, а после 30 мин выдержки — до 95°C. Соотношение воды и мономера (водный модуль) 2:1. При синтезе полимерных порошков для самотвердеющих пластмасс загружают избыток перекиси бензоила, чтобы в порошке осталось 1,5—1,8% перекиси. Это позволяет при изготовлении самотвердеющих пластмасс исключить операцию смешивания полимерного порошка со взрывоопасной перекисью бензоила.

Акрилаты прозрачны, поэтому полученный порошок необходимо окрасить и замутнить. Процесс проводят в центробежных или барабанных смесителях. В качестве замутнителей используют оксид цинка или оксид титана (IV) в необработанной анатазной модификации. Оксид цинка обладает меньшей укрывистостью, и его требуется 1,2—15%, тогда как оксида титана (IV) достаточно

0,35—0,5%. Суспензионные порошки имеют развитую поверхность с большей адсорбционной способностью. Частишки замутнителя и красителя покрывают поверхность шариков полимера. Окраску пигментами можно проводить в процессе полимеризации; при этом частишки пигмента находятся внутри шариков полимера. Однако полимеризат получается «жухлый» и имеет менее привлекательный вид, чем при наружной окраске. Неравномерное распределение пигмента придает протезу более естественный вид. Порошки для производства зубов окрашивают и замутняют одновременно. Окраску проводят концентратами, представляющими собой полимерные порошки, содержащие повышенное количество оксида титана TiO_2 или ZnO , тщательно затертых с пигментами. Для окраски шариков полимера используют неорганические пигменты (сульфид кадмия, окись железа, сажу и др.), так как органические красители разрушаются остаточной перекисью бензоила.

Для удовлетворения эстетических требований порошки готовят пяти цветовых оттенков и один бесцветный, прозрачный, который при изготовлении протеза применяют для искусственных десен и части пластины базиса протеза. С целью имитации кровеносных сосудов десен в порошки некоторых оттенков вводят короткие, окрашенные в красный или пурпуровый цвет синтетические волокна: нейлоновые, акриловые или вискозные. Для имитации кровеносных сосудов волокна нужно ориентировать. Это достигается растягиванием формовочной массы в нужном направлении при закладке теста в форму перед полимеризацией.

Состав материалов горячего отверждения. В качестве основного конструкционного материала для базисов протезов в мировой стоматологической практике используют в основном акрилаты. Они представляют

собой полимеры и сополимеры производных акриловой $\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COOH}$ и метакриловой $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COOH}$ кислот — эфиров, амидов, нитрилов, гидроксифиров. Полимеры акриловой и метакриловой кислот обладают повышенной водопоглощаемостью, что обусловлено наличием полярных карбоксильных групп в полимерных цепях. В связи с этим в стоматологической практике нашли применение гомо- и сополимеры производных указанных кислот. Изготовление стоматологических конструкций из полимер-мономерных композиций горячего отверждения протекает по схеме:

полимер + следы инициатора + мономер + ингибитор + внешний нагрев + полимеризат + теплота полимеризации.

Жидкость базисных материалов представляет собой раствор в мономере (метил метакрилате — М МА) или в смеси мономеров добавок целевого назначения.

Жидкости базисных материалов горячего отверждения имеют следующий состав: 1) полимеры линейные (гомо- и сополимеры) — мономер или смесь мономеров, ингибитор (кроме того, может содержаться пластификатор); 2) полимеры трехмерной структуры (сшитые) — мономер или смесь мономеров, ингибитор, сшивагент.

В качестве антистарителей применяют различные стабилизаторы. Хорошим адсорбентом ультрафиолетового излучения является тинувин, содержащийся в ряде искусственных материалов (акрил и др.).

Инициатор — перекись бензоила — вводят только в порошки пластмасс холодного отверждения. Инициатор является компонентом окислительно-восстановительной системы (ОВС).

Окрашенные органические волокна вводят для имитации кровеносных сосудов десен. Замутнитель используют для придания пластмассе полупрозрачности (ZnO или TiO_2).

Некоторые полимерные материалы, используемые для базисов протезов, содержат стекловолокно, аппретированное силиконовыми полифункциональными соединениями (винилтриэтоксисилан и др.), стеклошарики или силикат циркония. Наполнение позволяет улучшить механические свойства материала, снизить линейное термическое расширение. Например, пластмасса для базисов Miracle-50 (сшитый сополимер) содержит 14% стекловолокна, а пластмасса Mystic-100 (США) — 21 %. Однако снижение эстетических свойств ограничивает спрос на наполненные пластмассы для базисов протезов.

Свойства полимер-мономерных систем. Одной из основных характеристик суспензионного полимерного порошка является гранулометрический состав, во многом определяющий технологические свойства формовочной массы и качество стоматологической конструкции. Образующийся при синтезе порошок представляет собой правильной геометрической формы шарики различного диаметра. Шарообразная форма частичек полимера обусловлена тем, что капельки эмульсии мономера в воде перед отверждением имеют сферическую форму (при этом система имеет минимальную поверхностную энергию).

Количество мономера должно быть возможно меньшим, но достаточным, во-первых, для хорошего набухания шариков полимера, чтобы уменьшить давление формования, во-вторых, для образования матрицы, обеспечивающей монолитность полимеризата. В стоматологической практике обычно берут объемное отношение мономера к полимеру 1:3 или весовое 1:2. Это оптимальное отношение сокращает полимеризационную усадку до 6—7%. Таким образом, усадка формовочной массы столь велика, что кажется невозможным изготовить точно подогнанный протез. Однако усадка

может быть значительно уменьшена благодаря воздействию других факторов. Технологические возможности, обусловленные свойствами формовочной массы, позволяют снизить усадку пластмасс горячего отверждения до 0,5%, а холодного отверждения — до 0,3%.

Формовочную массу готовят в формовочном сосуде с крышкой. Для исключения образования воздушных пузырей в формовочной массе рекомендуется порошок осторожно насыпать в жидкость. Для равномерного набухания и равномерной окраски массу надо сразу же размешать. Часть пигмента может быть смыта мономером с полимерных гранул и «всплыть» на поверхность. При размешивании массы пигмент вновь равномерно распределяется в материале и это нисколько не отражается на эстетических свойствах. Во время набухания массу надо перемешать еще 1—2 раза. Набухающую массу во избежание улетучивания мономера держат в сосуде, плотно закрытом крышкой. Следует иметь в виду, что количество мономера, взятого для приготовления материала, оказывает влияние на цвет и качество изделия. Избыток по сравнению с нормой, рекомендуемой инструкцией изготовителя, приводит к увеличению усадки и ослаблению окраски.

Процесс набухания полимера. В первый момент смешивания полимерного порошка с мономерной жидкостью образуется система, напоминающая песок, залитый небольшим количеством воды. По истечении небольшого периода, длительность которого зависит от температуры, молекулярной массы полимера, дисперсности порошка и наличия пластификатора, система превращается в липкую массу. На этой стадии за шпателем тянутся нити липкой массы, она пристаёт к стенкам сосуда, пальцам. Через некоторое время адгезия массы теряется. Она становится нелипнущей, не

пристаёт к шпателю и легко отделяется от стенок сосуда. Образовавшаяся тестообразная мягкая масса легко формуется и постепенно приобретает вязкую резиноподобную консистенцию. Через некоторое время масса затвердевает. Таким образом, при смешивании полимерного порошка с мономерной жидкостью четко прослеживаются следующие стадии набухания:

- песочная, или гранульная;
- вязкая (липкая);
- тестообразная;
- резиноподобная;
- твердая.

Вначале набухают и растворяются внешние слои полимерных шариков. Затем мономер, проникая внутрь шариков между макромолекулами, действует как пластификатор. Мелкие шарики могут растворяться полностью. После песочной стадии смесь состоит из размягченных полимерных шариков и раствора полимера в мономере.

Формовочную массу надо помещать в пресс-форму при тестообразном состоянии. Время, необходимое для достижения такого состояния, при определенной температуре зависит от наличия ингибитора, размера гранул порошка, его полидисперсности, молекулярной массы, наличия пластификатора. Чем больше содержание ингибитора гидрохинона, тем медленнее достигается тестообразное состояние. Полимер с высокой молекулярной массой набухает медленнее, так как силы взаимодействия между длинными молекулярными цепями больше и это замедляет внедрение между ними молекул мономера. Пластифицированный полимер быстрее набухает и легче растворяется в мономере. Однако, если к уже набухшей массе добавить пластификатор, например дибутилфталат, масляный пластификатор, то он, обволакивая гранулы полимера, замедляет процесс набухания.

Размер и форма полимерных гранул существенно влияют на скорость набухания. Так, «созревание» формовочной массы из фракции порошка, прошедшей через сито с 10 000 отв./см², протекает за 4 мин, более крупные шарики фракции 2500—10000 «созревают» за 7 мин, а фракция 1020—2500 достигает рабочего тестообразного состояния за 10 мин. Сферические гранулы набухают медленнее, так как у них меньше поверхность. Мелкие порошки имеют более развитую поверхность, набухают быстрее, **так как** у них больше поверхность контакта полимера с мономером.

Скорость набухания можно регулировать изменением температуры системы полимер—мономер. Поместив смесь в холодильник, можно удлинить набухание на несколько часов, но при этом надо исключить конденсацию паров воды в смесь, так как вода резко ухудшает качество изделия. Скорость набухания в значительной мере зависит от количества мономера в смеси. Увеличение соотношения мономер/полимер приводит к резкому увеличению срока набухания. При изменении соотношения мономер/полимер в 2 раза с 1:1,5 до 1:3 время набухания уменьшается в 10 раз.

Надо избегать увеличения времени процесса тестообразования за счет избытка мономера, так как это приводит к возрастанию усадки при полимеризации. Рекомендуется брать минимально необходимое количество мономера согласно инструкции изготовителя материала.

Важной технологической характеристикой формовочной массы является ее рабочее время. Оно соответствует времени пребывания формовочной массы в тестообразном состоянии до перехода в резиноподобную стадию. Оно должно быть достаточным, чтобы можно было произвести технологические операции. Наибольшего эффекта при регулировании

жизнеспособности формовочной массы можно достичь, изменяя температуру. Рабочее время зависит от температуры, природы порошка (гомо-, сополимер), степени полидисперсности по молекулярной массе, полидисперсности размера гранул, соотношения порошок/жидкость.

Полимеризация мономер-полимерной системы. Усадка. Стоматологическая конструкция из формовочной массы готовится в гипсовой форме, находящейся под давлением. Ускорение полимеризации достигается при помощи нагревания. Нагрев обычно осуществляют погружением формы в ванну с водой, которая постепенно нагревается. До 60°C процесс полимеризации протекает плавно. При температуре выше 70°C остаточная перекись бензоила быстро разлагается и скорость полимеризации резко возрастает. Процесс полимеризации экзотермический и сопровождается выделением тепла в количестве 78,7 кДж/моль, что способствует ускорению полимеризации.

При отверждении одновременно протекают два конкурирующих процесса — полимеризационная усадка и термическое расширение. До 70°C полимеризационная усадка превалирует над термическим расширением. При температуре 70°C полимеризующаяся масса начинает увеличиваться в объеме за счет термического расширения. ПММА характеризуется высоким коэффициентом термического расширения. Термическое расширение является основным фактором, компенсирующим полимеризационную усадку. Уже отмечалось, что полимеризация формовочной массы, приготовленной при оптимальном соотношении мономер/полимер, сопровождается усадкой, достигающей 7%. Однако ее можно компенсировать воздействием технологических факторов так, что стоматологическая конструкция получится меньше

восковой модели всего на 0,2—0,5% в линейных измерениях.

Прежде всего, формовочную массу нужно помещать в форму по достижении полного тестообразного состояния не только для сокращения величины усадки, но и для обеспечения формовки изделия при низких давлениях. При частичной полимеризации, которая протекает в формовочной массе до смыкания формы, усадка не влияет на размеры изделия. Обычно она проявляется в образовании утяжки, усадочных пустот и пор. Для восполнения усадки в форме должен быть избыток массы. Гипсовая форма дает небольшую упругую деформацию сжатия, величина которой зависит от прочности гипса. Эта деформация в некоторой степени компенсирует уменьшающееся внутри формы давление, вызываемое полимеризационной усадкой массы, и несколько уменьшает усадку. Полимеризационная усадка довольно полно компенсируется в гипсовых формах, зажимаемых не, как обычно, струбциной, а системой пружин.

Наиболее эффективным методом компенсации усадки является инъекционная формовка. Формовочная масса при помощи инъекционного устройства под давлением через литник впрыскивается в полость гипсовой формы. Плунжер инъекционного шприца во время полимеризации все время находится под сжимающим действием пружин, поэтому из инжектора в полость гипсовой формы через литник поступает дополнительное количество формовочной массы, компенсирующее усадку. Этот метод реализован в системе Ивокап фирмы «Ивок-лар-Вивадент» (Лихтенштейн).

Виды пористости полимеризата

Различают три вида пористости в полимеризате: газовую, пористость сжатия и гранулярную.

Газовая пористость возникает вследствие испарения мономера внутри поли-

меризующейся формовочной массы. При нагревании формы с большим количеством массы внутри ее температура может стать выше, чем температура формы и подогревающей воды. Выделяющаяся теплота полимеризации не может быть быстро отведена от полимеризующейся массы, так как она и гипс являются плохими проводниками тепла. Температура кипения мономера 100,3°C, а температура, которая развивается в массе в результате экзотермичности процесса, может составлять 120°C и более. В этих условиях мономер закипает и его пары, не имея выхода наружу, вызывают пористую структуру материала. Газовая пористость проявляется в глубине материала и тем значительнее, чем больше масса, поэтому в протезах для нижней челюсти она наблюдается чаще. Газовой пористости можно избежать, соблюдая оптимальный температурный режим полимеризации.

Пористость сжатия возникает в результате уменьшения объема полимеризующейся тестообразной массы. К пористости сжатия приводит недостаточное давление (вследствие чего остаются пустоты) или недостаток формовочной массы. В отличие от газовой пористости, проявляющейся в определенных местах, пористость сжатия может возникнуть в любой области изделия, где нет достаточного давления.

Гранулярную пористость можно рассматривать как плохое структурирование материала. Это наблюдается при недостатке мономера. Мономер летуч и быстро испаряется с открытой поверхности тестообразной формовочной массы, в результате чего при прессовании не образуется однородная масса. Гранулярная пористость может возникнуть при открывании и закрывании формы для контроля количества внесенной массы. Гранулярность обычно наблюдается в более тонких частях и на краях стоматологического изделия, так как на этих участках

облегчено улетучивание мономера и меньше вероятность его миграции изнутри к поверхности.

Оптимальный температурный временной режим полимеризации позволяет избежать появления газовой пористости, обеспечивает получение изделия с минимальным содержанием остаточного мономера и хорошими прочностными показателями.

На основании температурных кривых полимеризации формовочной массы может быть рекомендован следующий *режим полимеризации*, позволяющий избежать газовой пористости и обеспечивающий минимальное содержание остаточного мономера. Вода, в которую помещена гипсовая форма, нагревается до 65°C в течение 30 мин. Такая температура обеспечивает полимеризацию формовочной массы под воздействием теплоты реакции. В результате саморазогрева температура массы достигает примерно 100°C, что обеспечивает хорошую конверсию мономера. Вода, температура которой поддерживается на уровне 60–65°C, предотвращает снижение температуры пластмассы. После 60 мин выдержки воду подогревают до 100°C в течение 30 мин и выдерживают 1–1,5 ч. По завершении полимеризации форму медленно охлаждают на воздухе. Избежать образования газовой пористости, которая является одним из самых больших пороков зубных изделий, можно, применяя повышенное воздушное или газовое давление. При этом повышается температура кипения мономера и не образуются пары. Температура и время полимеризации оказывают влияние на молекулярную массу полимера, а следовательно, и на его физико-механические свойства. При температуре выше 60°C возрастает средняя молекулярная масса полимера. При 100°C молекулярная масса близка к максимальной величине. В температурном диапазоне от 100 до

150°C наблюдается незначительное повышение молекулярной массы.

Температурное поле нагреваемой формовочной массы неоднородно. Так, при нагревании массы до 65°C температура внутри ее достигает 100°C. Отсюда следует, что молекулярная масса полимеризата увеличивается от поверхности вглубь. Для того чтобы по возможности достичь одинаковой молекулярной массы во всем объеме полимеризата, заключительную стадию процесса полимеризации проводят при 100°C в течение 30 мин.

Остаточный мономер в полимеризате

Процесс полимеризации не протекает количественно, и полимеризат всегда содержит остаточный мономер. Степень конверсии для данного мономера зависит от многих факторов: природы инициатора, температуры, времени полимеризации и др. Имеется зависимость концентрации остаточного мономера от времени полимеризации при температуре 70 и 100°C. Для достижения одинакового содержания остаточного мономера в полимеризате при низкотемпературной полимеризации требуется значительно большее время. Выдержка гипсовой формы в кипящей воде способствует не только повышению молекулярной массы, но и уменьшению содержания остаточного мономера. Часть оставшегося в полимеризате мономера связана силами Ван-дер-Ваальса с макромолекулами (связанный мономер), а другая часть находится в свободном состоянии (свободный мономер). Свободный мономер мигрирует к поверхности изделия и растворяется в средах, контактирующих с зубным изделием. Поскольку экстрагируемые жидкими средами из пластмассы остаточные продукты могут оказывать вредное местное и общее воздействие на организм, вызывая воспалительные изменения слизистой оболочки протезного

ложа и различные аллергические реакции организма (Василенко З.С., 1965; Гущина СВ., 1970; Kelly E., 1957; Smith D.C., 1967), необходимо добиваться минимального содержания остаточного мономера. Нагрев до 100°C резко сокращает содержание остаточного мономера в полимеризате, однако добиться полной конверсии мономера принципиально невозможно. Пластмассы горячего отверждения содержат остаточного мономера 0,5%, холодного отверждения — 3—5%. Остаточный мономер оказывает существенное влияние на прочностные и другие свойства полимера. Резкое снижение прочности наблюдается при содержании мономера более 3%. У пластмасс, содержащих большое количество мономера, наблюдается повышенное водомасло-спиртопоглощение, подверженность к более быстрому старению.

Остаточные напряжения. В пластмассовых изделиях независимо от способа их приготовления всегда имеются значительные остаточные напряжения. Внутренние напряжения в акриловых ортопедических конструкциях (базисы и др.) вызывают их преждевременное растрескивание и коробление. Протез представляет собой армированное изделие, в котором зубы, кламмеры, дуги и другие детали являются арматурой. Температурные изменения размеров материалов арматуры меньше, чем пластмассы, в 10—20 раз.

В местах монтажа арматуры полимер растягивается при охлаждении и возникают местные напряжения. С точки зрения исключения напряжений более целесообразно применять пластмассовые зубы, чем фарфоровые. Таким образом, наличие арматуры повышает вероятность появления трещин. К внутренним напряжениям приводит различная толщина отдельных частей изделия. Толстые части дают большую усадку по абсолютной величине, тонкие — меньшую, в свя-

зи с чем в местах перехода появляются напряжения. Остаточные напряжения возникают в процессе изготовления полимерного изделия. При нагревании кюветы вначале повышается температура наружного слоя пластмассы и затверждение начинается в поверхностных слоях, сопровождаясь полимеризационной усадкой. Внутренние слои в начальный период полимеризации имеют более низкую температуру, несмотря на то что процесс полимеризации экзотермический. Опережение затверждения наружного слоя в пластмассах горячего отверждения приводит к возникновению в нем внутренних напряжений растяжения. В дальнейшем затвердевание внутренних слоев вызывает уменьшение их объема и они оказываются под воздействием растягивающих напряжений, поскольку к этому времени наружные слои приобретают жесткость.

Напряжения в наружных слоях при этом постепенно уменьшаются до нуля и возрастают затем уже с другим знаком. В процессе изготовления стоматологической пластмассовой конструкции практически нельзя устранить внутренние напряжения, которые существенно снижают качество протеза, приводят к образованию трещин, «серебра» и короблению. Внутренние напряжения легко можно обнаружить по возникновению окрашенных интерференционных полос при прохождении поляризованного монохроматического света через протез.

Поскольку напряжения неизбежно возникают в процессе изготовления протеза, снятие их должно стать необходимой операцией технологии его изготовления. Одним из эффективных способов снижения напряжений является термобработка стоматологических изделий в различных средах и температурно-временных режимах. При этом улучшаются механические свойства, стабилизируются геометрические размеры и увеличивается

срок эксплуатации. В качестве сред-теплоносителей могут использоваться воздух и жидкости. Из различных видов термообработки (нормализация, закалка, отжиг, отпуск и др.) наиболее эффективным способом перестройки внутренних напряжений является отжиг, который надо реализовать при такой температуре, когда изделие еще не деформируется.

М. М. Тернером, М.А.Нападковым и А.П.Вороновым описана следующая технология отжига протезов. Отжиг проводят в термошкафу, нагревая изделие (протез и др.) до $80 \pm 3^\circ\text{C}$ со скоростью $0,7\text{—}1,5^\circ\text{C}$ в минуту. Конечную температуру устанавливают в зависимости от базисного материала. После 3—4-часовой выдержки при этой температуре изделие медленно охлаждают до $30\text{—}40^\circ\text{C}$. Отжиг не только повышает серебростойкость, но и влияет на твердость, увеличивая ее в среднем на 10 единиц по Роквеллу.

Растрескивание. Одним из самых распространенных видов разрушения полимеров является возникновение трещин на поверхности материала при одновременном действии напряжения и окружающей среды. Растрескивание напряженных полимеров под воздействием жидких сред, сопровождающееся возникновением на поверхности трещин, происходит в результате взаимодействия с активной средой и является одним из видов статической усталости полимера. При растрескивании, в зависимости от величины и характера распределения напряжений, возникает одна магистральная трещина или сетка мелких трещин. При действии больших напряжений образуется обычно одна магистральная трещина, при малых напряжениях возникает множество трещин. Растрескивание проявляется особенно быстро при действии органических растворителей (этиловый спирт, ацетон, бензол и др.).

Внутренние напряжения через некоторое время могут привести к трещинам на

поверхности базиса. Например, можно часто видеть трещины, радиально расходящиеся от шеек фарфоровых зубов. Если протез, которым пользуется больной, часто высыхает при извлечении изо рта, а затем вновь увлажняется, то со временем могут возникнуть трещины в результате чередующегося сжатия (при высыхании) и расширения (при поглощении воды). Базисные материалы с увеличенной водопоглощаемостью более склонны к растрескиванию, поэтому водопоглощение для них регламентируется стандартами и не должно превышать $0,7\text{ мг/см}^2$. Если при полимеризации протеза формовочная масса контактировала с водой, то получается полимеризат с повышенной водопоглощаемостью. При изготовлении протеза необходимо добиваться надежной изоляции пластмассы от воды.

М.А.Нападковым, А.П.Вороновым, А.А.Штурманом, В.Л.Авраменко и А.Л.Сапожниковым разработан способ повышения прочности протезов из акриловых пластмасс. Идея метода состоит в устранении поверхностных дефектов (макро- и микротрещины, включения и др.) обработкой полимерного изделия Н-бутиловым эфиром уксусной кислоты при температурах, находящихся в области перехода полимера в высокоэластическое состояние. В разогретый до $80 \pm 2^\circ\text{C}$ эфир погружают протезы в специальных кассетах и выдерживают 3 мин. Сушат протезы в вытяжном шкафу в токе воздуха при температуре $45\text{—}50^\circ\text{C}$ в течение 3—4 ч.

Физические и механические свойства полимеризата. Для эксплуатационной оценки материалов для базисов имеют значение следующие механические свойства: прочность на растяжение, прочность на сжатие, удлинение, модуль эластичности, предел пропорциональности, ударная вязкость, поперечный прогиб, прочность на изгиб, усталостная прочность, эластичная деформация (рековерии), твердость.

По прочности на растяжение и сжатие полиметилметакрилатные и поливинилакриловые материалы существенно не различаются. Незначительные расхождения не имеют значения для клиники протезирования. Поломка протезов происходит при их падении, знакопеременных нагрузках при жевании пищи, из-за остаточных напряжений, дефектов изготовления.

Усталостная прочность материала определяется количеством циклов знакопеременных нагрузок при определенном усилии. При испытаниях усталостной прочности базисных материалов применяется усилие $17,2 \text{ МН/м}^2$. Материал считается хорошим, если при этом усилии он выдерживает $1,0\text{—}10^6$ циклов. Полиметилметакрилатные базисные материалы выдерживают $1,5\text{—}10^6$, а поливинилакриловые — $1,1\text{—}10^6$ циклов.

Стандартом допускается водопоглощение не более $0,7 \text{ мг/см}^2$ в течение 24 ч при 37°C . Водопоглощение полимеризата, как уже отмечалось, зависит от условий полимеризации формовочной массы. Если в процессе полимеризации формовочная масса находилась в контакте с водой, то полимеризат будет обладать повышенным водопоглощением, достигающим до 2%.

Водопоглощение акриловых полимеров являлось объектом исследования многих ученых. G.M.Brener (1961) установил, что молекулярная масса полимера оказывает незначительное влияние на водопоглощение в диапазоне температур $20\text{—}37^\circ\text{C}$. Интересна аномалия: водопоглощение при 20°C несколько выше, чем при 37°C . При более высокой температуре водопоглощение больше в каждый данный момент, но состояние равновесного насыщения достигается за одно и то же время. Водопоглощение резко снижает прочность полимера. При поглощении $1,5\text{—}2\%$ воды прочность уменьшается на $8\text{—}10\%$. Если снижение прочности

в результате водопоглощения является отрицательным явлением, то увеличение объема надо считать полезным. Увеличение объема протеза, вызываемое водопоглощением, полностью компенсирует усадку, которая возникает при охлаждении протеза от 75°C до температуры полости рта.

15.3. ПОЛИМЕРИЗАЦИЯ БАЗИСНЫХ ПЛАСТМАСС В СВЧ-ПЕЧАХ

Традиционные методы полимеризации акриловых пластмасс на водяной бане, компрессионное и литьевое прессование под давлением требуют строгого соблюдения режима, больших затрат времени, а полученная пластмасса обладает высоким содержанием остаточного мономера и низкими прочностными характеристиками. Исследованиями ряда отечественных ученых (Нападов М.А., Голубничий А.П., 1980; Рыбаков А.И., 1984) доказано, что качество пластмасс, приготовленных в сухой среде, намного выше, чем при их полимеризации на водяной бане. Улучшение физико-механических свойств акрилатов может быть достигнуто за счет инфракрасной, ультрафиолетовой, гидропневматической и ультразвуковой обработки. В последние годы наиболее прогрессивным методом изготовления акрилатов и придания им лучших свойств является технология с использованием энергии сверхвысоких частот (СВЧ-полимеризация).

Энергия СВЧ быстро становится тем средством, которое позволяет создавать новые технологические методы и процессы. Основными технологическими процессами, основанными на энергии СВЧ, являются размораживание, сушка, нагрев и термообработка, термомеханические воздействия, химические процессы (включая полимеризацию).

В отличие от традиционных способов, когда энергия передается нагреваемому объекту посредством лучеиспускания,

конвенции или теплопередачи, при СВЧ-нагреве происходит генерация тепла внутри самого обрабатываемого объекта. Проникновение СВЧ-поля внутрь вещества дает возможность обеспечить достаточно равномерный нагрев по всему объему тела, избежав градиента (перепада) температур.

В связи с тем, что воздействие СВЧ-поля приводит к достаточно равномерному выделению тепла именно в обрабатываемом объекте, на его нагрев затрачивается, по сравнению с традиционными способами, значительно меньше времени. В ряде случаев технологический процесс может быть ускорен в десятки раз. Время нагрева определяется объемом тела, но практически не зависит от его формы.

Энергия СВЧ — это очень удобный источник тепла, который в ряде случаев обладает несомненными преимуществами перед другими источниками. Такой источник не вносит каких-либо загрязнений при нагреве, отличается гибкостью в применении и управлении. Распространение энергии СВЧ происходит со скоростью света. Генераторное оборудование является полностью электронным и работает практически безинерционно. Благодаря этому количество энергии СВЧ и момент ее приложения можно изменять мгновенно.

Использование энергии СВЧ впервые упоминается в публикации японских ученых М. Nishii и Н. Hashimoto (1968). Дальнейшее развитие темы нашло отражение в работе Н. Kimura и Н. Teraoka (1984), которая посвящена созданию специальных кювет и стоматологических материалов, процессу формования и полимеризации акриловых смол с использованием микроволн. В результате этих исследований фирмой «G-C International» (Япония) был разработан метод, который позволяет сократить время полимеризации материала базиса до 3 мин.

При этом использовались специальный материал Acron MC и радиопрозрачная кювета из стеклопластика, а процесс полимеризации осуществлялся в бытовой микроволновой печи.

По имеющимся зарубежным публикациям, можно считать доказанным, что микроволновая технология является не только приемлемой, но также имеет ряд преимуществ по сравнению с традиционными способами полимеризации пластмасс, что объясняется действием СВЧ-поля на вещество. Электромагнитное поле, проникая в мономер, взаимодействует с заряженными частицами, вызывая их колебания и изменяя при частоте излучения 2450 МГц направленность их ориентации приблизительно 5 млрд раз в секунду. Вследствие этого они перемещаются внутрь сети молекул, и это движение под воздействием микроволнового излучения служит причиной внутреннего нагрева. Процесс происходит сразу и равномерно во всем объеме полимеризуемой массы, причем за короткий промежуток времени — 3—7 мин. Кроме того, происходит более полная связь молекул полимера и мономера, что позволяет получить пластмассу с лучшими физико-механическими характеристиками.

В течение 1992—1997 гг. специалиста ми МГМСУ (Б.П.Марков, А.И.Дойников, Е.Г.Пан, О.Б.Новикова) в содружестве с сотрудниками Центрального НИИ стоматологии (И.Ю.Поюровская, Т.Ф.Сутягина), ГосЦНИРТИ (Б.Д.Рыбаков) и НТЦ «Альфа-1» (С.В.Корнеев, ГФДуржинская) проводились разработка метода и исследования полимеризации базисов съемных зубных протезов при помощи микроволновой энергии. Основной задачей этих работ являлось обеспечение изготовления базисов протезов из отечественных обычных двухкомпонентных полимер-мономерных пластмасс (Этакрил-02, АКР-15, бесцветная, Фторакс), которые по качеству

не уступали бы таковым, изготовленным на водяной бане.

В процессе исследований было доказано, что при сокращении времени полимеризации материала в гипсе ни тепловой, ни микроволновый методы нагрева по отдельности не способны обеспечить однородность нагрева всего объема кюветы. Лишь комбинация теплового и микроволнового нагрева способна обеспечить разницу температур в центральной части и на периферии кюветы в единицы градусов. Для этого кювета изготавливается из диэлектрика с потерями, т.е. становится полупрозрачной для электромагнитных волн. При этом часть энергии микроволн, которая проникает внутрь кюветы, обеспечивает микроволновый нагрев гипса с полимеризуемым материалом. Другая часть микроволновой энергии поглощается материалом кюветы, нагревает ее, в связи с чем обеспечивает обычный тепловой нагрев гипса с материалом. Такое комбинированное воздействие позволяет обеспечить равномерный нагрев материала с гипсом в кювете по всему ее объему.

Оборудование для осуществления полимеризации в электромагнитном поле СВЧ представлено специальными кюветами из диэлектрика АГ-4 и программированной микроволновой установкой «Дента» (рис. 15.1). По конструкции кю-

веты аналогичны известным металлическим и состоят из двух колец, основания и крышки, плотно подходящих друг другу. Части кюветы скрепляются болтами. Материал кювет механически прочен и выдерживает необходимый режим прессования.

Установка «Дента» снабжена микроволновым генератором мощностью 800 Вт, рабочей частотой 2450 МГц и укомплектована стеклянным поддоном, на котором устанавливается кювета. Специальное кольцо обеспечивает вращение стеклянного поддона для достижения так называемого перемешивания поля внутри камеры микроволновой печи и, следовательно, более равномерного нагрева. Технологические режимы, о которых будет сказано ниже, устанавливаются нажатием фиксированных кнопок на панели управления.

Клинические и лабораторные этапы до момента выплавления воска из кюветы и после извлечения готового протеза не отличаются от общепринятых. После гипсовки и полного затвердевания гипса кювета помещается в печь на вращающийся столик. Запускается режим размягчения воска (1 мин при 100% мощности поля СВЧ). При этом воск не доводится до полного расплавления во избежание впитывания его в гипс и деформации поверхности модели, а размягчается



Рис. 15.1. Диэлектрическая кювета в микроволновой установке «Дента».

и легко удаляется. Остатки вымываются кипящей водой.

Следующий технологический режим — сушка гипсовой формы (5 мин при 50°C) — связан с тем, что на равномерный нагрев кюветы в поле СВЧ влияет водонасыщенность гипса. Избыточное содержание воды может вызвать чрезмерно быстрый нагрев гипсовой формы, что снижает качество полимрсризуемой пластмассы.

После паковки пластмассового теста в кювету, прессования, скрепления частей кюветы и ее установки в печи СВЧ нажатием соответствующих кнопок на панели управления устанавливается режим полимеризации, состоящий из нескольких циклов: нагрев—пауза—дополнительный нагрев. Различные уровни подачи энергии и ее импульсность (прерывистость) позволяют компенсировать изменения диэлектрических свойств обрабатываемого материала во время обработки и выровнять температуру по объему в паузах между импульсами.

Процесс соединения полимера и мономера является сложной экзотермической реакцией. Нагрев кюветы до 65°C на водяной бане сопровождается выделением тепла, и при дальнейшем нагреве до

75—80°C происходит температурный скачок до 1 Ю°C. Результатом этого является перегрев пластмассы, что увеличивает возможность образования газовой пористости и ухудшает качество зубных протезов.

При достижении критической температуры 65°C пауза в СВЧ-нагреве сглаживает температурный скачок, который проходит в этот период в пределах Ю(°)C. Цикл дополнительного нагрева по СВЧ-методике обеспечивает окончательную полимеризацию при температуре близкой к Ю0°C, но уже в стабильных условиях, когда критический пик температуры прошел.

Сравнительная оценка физико-механических характеристик и содержания остаточного мономера в образцах пластмасс (табл. 15.1), полимеризованных в поле СВЧ и на водяной бане, показала преимущество микроволновой технологии (Марков Б.П., Пан Е.Г., Маркова Г.Б. и др., 1998; Мальгинов Н.Н., 2000; Марков Б.П., Пан Е.Г., Маркова Г.Б., Зоткина М.А., 2001).

Установлена существенная зависимость санитарно-химических свойств пластмасс от методики полимеризации (Мальгинов Н.Н., 2000). Так, при СВЧ-полимеризации новой базисной пласт-

Таблица 15.1

Сравнительная оценка физико-механических характеристик и содержания остаточного мономера в образцах пластмасс

Свойства	Водяная баня	СВЧ-полимеризация	Статистически значимая разница, %
Ударная вязкость (кДж/м ²) по Динстату	3,9±0,6	4,2±0,57	X
Прочность при трехточечном изгибе (МН/м ²)	79+2,5	105+5	33
Прочность при изгибе (МН/м ²)	100,7+8,4	167+350	67
Содержание остаточного мономера(%)	0,47	0,24	50

массы «Стом-Акрил» содержание в вытяжках основного составляющего полимерной композиции — метилметакрилата — на всех сроках наблюдения находится на уровне 0,046—0,080 мг/л, что в 10 раз меньше по сравнению с технологией полимеризации на водяной бане. Только в случае СВЧ-полимеризации концентрация метилметакрилата на всех сроках наблюдения в 3—5 раз ниже безопасного уровня (0,25 мг/л). Также надо отметить, что степень прилегания СВЧ-полимеризованного базиса к протезному ложу выше, чем у полученного обычным нагреванием на водяной бане (Kimura H., Tegaoka N., 1983), за счет уменьшения погрешностей линейных размеров (Takamata T., 1989).

Подводя итог, следует отметить, что технология изготовления съемных протезов с использованием энергии СВЧ позволяет улучшить качество зубных протезов и, соответственно, ортопедического лечения, облегчить труд зубного техника и повысить культуру труда.

15.4. ПЛАСТМАССЫ ГОРЯЧЕГО ОТВЕРЖДЕНИЯ, ВЫПУСКАЕМЫЕ ПРОМЫШЛЕННОСТЬЮ

Харьковский завод медицинских пластмасс и стоматологических материалов (ныне АО «СТОМА») изготавливает следующие акриловые материалы типа порошок—жидкость горячего отверждения.

Этакрил применяется для изготовления базисов протезов при частичных дефектах зубных рядов и беззубых челюстях, а также для ортодонтических целей. Порошок — тройной сополимер метилметакрилата, этилметакрилата и метил-акрилата (соотношение мономеров 89, 8 и 2% соответственно), пластифицированный (1% дибутилфталата - ДБФ) и окрашенный в розовый цвет в процессе полимеризации. Порошок замутнен оксидом цинка, жидкость — смесь метилметакрилата и этилметакрилата в соот-

ношении по массе 3:1, ингибированная гидрохиноном или дифенилолпропаном (ДФП). В этакриле использован принцип внутренней пластификации за счет введения звеньев метилакрилата.

Аквел — пластмасса для базисов протезов, имеющая трехмерную структуру. Порошок — суспензионный ПММА, окрашенный красителями и пластифицированный ДБФ (3%) в процессе синтеза. Замутнен ZnO (1,3%) или TiO₂ (0,5%). Жидкость — метилметакрилат, содержащий сшивагент метилолметакриламид $\text{CH}_2 = (\text{CH}_3)\text{CO-NHCH}_2\text{OH}$ и ингибитор. Трехмерная структура образуется при полимеризации формовочной массы. Акрил обладает более высокой твердостью, меньшим водопоглощением, повышенной теплостойкостью.

Бесцветная пластмасса применяется для изготовления базисов зубных протезов, а также для других целей ортопедической стоматологии. Порошок — суспензионный ПММА, содержащий тину-вин, который придает пластмассе цвето-стойкость и предохраняет ее от старения под окисляющим действием кислорода воздуха. Жидкость — ингибированный метилметакрилат.

Фторакс применяется для изготовления базисов зубных протезов. Порошок фторакса — привитый сополимер метилметакрилата (ММА) к фторкаучуку и фтористого винилидена в соотношении 1:2.

Протезы, изготовленные из фторакса, обладают высокими физико-механическими свойствами, хорошо противостоят знакопеременным нагрузкам, а по цвету и полупрозрачности хорошо имитируют ткани полости рта.

Акронил применяется для изготовления базисов зубных протезов, челюстно-лицевых и ортодонтических аппаратов, съемных шин при пародонтозе и других целей. Порошок акронила — привитый сополимер ММА к поливинил этил ал ю.

Привитый сополимер получают в процессе суспензионной полимеризации 5% раствора поливинилэтилаля в ММА. Суспензионный порошок представляет собой смесь ПММА и привитого сополимера.

Жидкость — метилметакрилат, содержащий в качестве сшивагента деметакрилат триэтиленгликоля, ингибитор и антистаритель. Акронил отличается хорошими прочностными свойствами, низким водопоглощением и долговременной прочностью.

Бакрил — новый материал для базисов зубных протезов, разработанный ХЗМП и СМ совместно с ЦНИИ стоматологии (Воскресенская И.Б. и др.). Бакрил — высокопрочный базисный материал, отличающийся устойчивостью к растрескиванию, истираемости и высоким значением ударной вязкости. Порошок бакрила представляет собой модифицированный эластомерами в процессе суспензионной полимеризации ПММА. В качестве модификатора используются низкомолекулярные сополимеры бутилакрилатного каучука, аллилметакрилата (АМА) и ММА. Модификатор состоит из ядра и оболочки. Ядро представляет собой бутилакрилатный каучук, «подшитый» аллилметакрилатом, оболочка — сополимер ММА и АМА. Продукт полимериза-

ции — это гетерогенная система, в которой частички эластичной фазы диспергированы в стеклообразной матрице. Жидкость бакрила — ингибированныйДФП метилметакрилат (рис. 15.2).

Стом-Акрил. В России в 1999 г. была разработана полимерная композиция на основе сополимеров акриловой кислоты первого типа (горячей обработки), первого класса (порошок + жидкость), которая в стоматологии используется как конструкционный материал (ISO 1567), в частности для изготовления базисов съемных зубных протезов. Разработчиками являются коллективы сотрудников ЗАО «СтомаДснт» (пос. Томилино Московской области) и Института органического синтеза «Ярсинтез» (Ярославль). Комитетом по новой технике МЗ РФ эта пластмасса рекомендована к производству, в 2000 г. начат промышленный выпуск пластмассы «Стом-Акрил».

Пластмасса выпускается в традиционном виде: порошок и жидкость. Порошок — суспензионный сополимеризат метилметакрилат (молекулярной массой порядка 200 000-300 000) и бутилметакрилата (в соотношении около 90 и 10% соответственно), пластифицированный олигоглицеринметакрилатом, окрашенный методом опудривания неорганическим пигментом, замутненный диоксидом титана.

Рис. 15.2. Пластмассы горячего отверждения, выпускаемые промышленностью.





Рис. 15.3. Пластмасса «Стом-Акрил», разработанная ЗАО «Стома Дент».

В качестве пигмента используется неорганический оксид железа. Частицы полимера имеют сферическую форму средним размером 55—70 мкм. Жидкость — метилметакрилат, ингибированный дифенилпропаном с добавлением сшивагента и стабилизаторов (рис. 15.3).

Проведено изучение различных физико-химических свойств, возможное токсическое воздействие, а также влияние на указанные свойства методик и технологических режимов полимеризации. Исследования показали, что, изменяя методику и режимы полимеризации пластмассы, можно добиваться оптимального соотношения физико-механических свойств при минимальном токсическом воздействии.

В работе Н.Н.Мальгинова (2000) показано, что минимальное содержание остаточного мономера (0,046—0,08 мг/л), ниже предельно допустимого уровня (ПДК — 0,25 мг/л), находится в пластмассе, полимеризация которой проводилась с применением СВЧ-энергии. Но при этом повышается хрупкость материала, ухудшаются его физико-механические свойства. Так, прочность при изгибе при СВЧ-полимеризации снижается и составляет порядка $91 \pm 3 \text{ МН/м}^2$. Снижается и модуль упругости при изгибе (Е) с 2557 до 2496 МН/м². Знание этих параметров позволяет врачу

выбрать оптимальное клиническое решение. Следовательно, определяя технологию полимеризации, врач может задавать различные свойства протезного материала в зависимости от требований клинической ситуации.

В работе М.В.Дикановой (2003) обоснована и эффективность клинического применения съемных пластиночных зубных протезов из отечественной базисной пластмассы «Стом-Акрил».

АКР-МВ. Применение традиционных акриловых композиций для изготовления протезов методом МВ-полимеризации выявило нестабильность получаемых результатов; в некоторых случаях отмечали наличие пористости, неравномерность отверждения базиса протеза, особенно в области его краев.

В 2004 г. И.Я.Погоровской, Т.Ф.Сутучиной, В.К.Леонтьевым, К.Н.Руденко в лаборатории материаловедения, разработок и физико-химических испытаний стоматологических материалов ЦНИИСа создан новый акриловый материал специально для полимеризации в СВЧ-печах. Разработанный базисный материал АКР-МВ позволяет изготавливать из него съемные зубные протезы по кратковременному режиму отверждения пластмассы — 3 мин при 100% мощности, что дает возможность увеличить производительность труда.

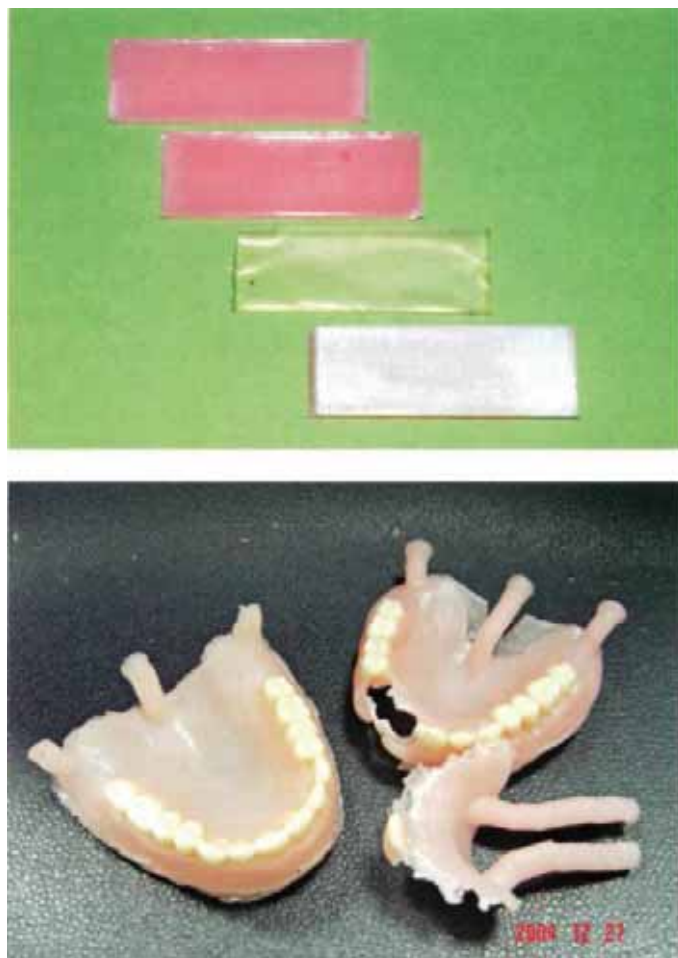


Рис. 15.4. Материалы на основе полиуретана «Денталур П» и «Денталур».

Способ полимеризации базисных материалов с помощью микроволновой энергии на стоматологической установке «Дента-МВ» позволяет получить съемные зубные протезы с повышенной прочностью костью, размерной точностью, а также уменьшенным количеством (0,125 мг/л) остаточного мономера. При физико-механических и биологических исследованиях АКР-МВ получены лучшие показатели по сравнению с аналогичными материалами.

М.Ю.Огородников, Ю.М. Альтер, В.А.Берестнев, Б.П.Марков, В.Ш.Пастернак в 2004 г. разработали композиты для изготовления базисов съемных про-

тезов и эластичного подкладочного слоя на основе полиуретана. Эти материалы получили название «Денталур» и «Денталур П». Материалы являются литьевыми полиуретанами. В основе получения изделий из этих материалов лежит принцип жидкого формования или свободного литья. Для работы с «Денталуром» и «Денталуром П» необходимы специальные литьевые кюветы. После заливки смеси кюветы термостатируют при 90°C в течение 30 мин. Протез хорошо обрабатывается и полируется (рис. 15.4).

По данным авторов, материал совершенно безвреден и по всем физико-механическим свойствам превосходит ак-

риловые пластмассы. «Денталур П» (эластичный подкладочный материал) хорошо соединяется с базисным. Авторы указывают, что усадка «Денталура» значительно меньше, чем у акриловых пластмасс. Акриловые зубы хорошо соединяются с «Денталуром». Протезы, изготовленные из «Денталура», практически не подвержены поломке.

15.5. ПЛАСТИЧЕСКИЕ МАССЫ ХОЛОДНОЙ ПОЛИМЕРИЗАЦИИ

Акриловые пластмассы холодного отверждения представляют собой компаунды, самопроизвольно отверждающиеся при комнатной температуре. Полимеризат в зависимости от состава компаунда может быть твердым или эластичным. Пластмассы холодного отверждения (ПХО) широко используются в стоматологии для исправления (перебазирования) протезов, починки протезов, изготовления временных протезов, шин при пародонтозе, моделей, индивидуальных оттисковых ложек. Прочное место завоевали ПХО в качестве пломбировочных материалов. Пластмассы холодного отверждения имеют ряд преимуществ перед пластмассами горячего отверждения, но по некоторым показателям уступают им. Технология переработки ПХО проще, не требуется оборудования для нагрева, меньше изменение размеров изделия, меньше остаточные напряжения в изделиях, починка протеза может быть выполнена быстро в присутствии пациента. В некоторых случаях самотвердеющие материалы не могут быть заменены пластмассами горячего отверждения. Вместе с тем самотвердеющие пластмассы уступают им по прочности, содержат большее количество остаточного мономера. Таким образом, пластмассы горячего и холодного отверждения не исключают, а дополняют друг друга. Технология производства пластмасс холодного отверждения отличается от изготовления

пластмасс горячего отверждения тем, что в полимерный порошок в ходе синтеза вводят инициатор в количестве 1,5%, а в жидкость добавляют активатор.

Состав. Порошок — суспензионный гомо- или сополимер, окрашенный и замутненный и содержащий компонент окислительно-восстановительной системы (обычно инициатор).

Жидкости пластмасс имеют следующий состав: 1) полимеры линейные (мономер или смесь мономеров, активатор ОВС, ингибитор); 2) полимеры трехмерной структуры (мономер или смесь мономеров, активатор ОВС, сшивагент, ингибитор). Изготовление стоматологических конструкций из полимер-мономерных материалов холодного отверждения протекает по схеме:

Полимер + инициатор + мономер + активатор + ингибитор ->

ОВС^

полимеризат + теплота полимеризации.

Свойства. Отверждение акриловых компаундов, применяемых в стоматологии, обусловлено иницирующим действием окислительно-восстановительной системы (ОВС). Основными компонентами ОВС являются инициатор и активатор. В качестве инициатора может быть использована органическая перекись, обычно применяют перекись бен-зоила. В качестве активатора используют различные соединения: третичные амины (первичные и вторичные ингибируют процесс полимеризации), меркаптаны, производные сульфидной кислоты, аскорбиновую кислоту и др. Кроме инициатора и активатора, некоторые ОВС содержат еще промоторы.

Иницирующие процесс полимеризации радикалы образуются при распаде перекиси бензоила. Как видно из кинетических кривых распада перекиси бен-зоила, полученных при различных температурах, скорость разложения зависит

от температуры и начинает заметно уменьшаться с момента достижения 65—75% превращения. Для эффективного инициирующего действия перекиси бензоила требуется нагрев до температуры выше 65°C, при которой начинается энергичный распад перекиси. Активатор снижает энергию активации распада перекиси бензоила, которая равна 126 кДж/моль, и распад перекиси начинается при комнатной температуре. ОВС является важнейшим критерием качества ГТХО. Эта система должна: 1) обеспечивать полноту конверсии мономера; 2) не вызывать изменения цвета полимеризата под воздействием солнечной радиации и эндогенных процессов; 3) быть нетоксичной; 4) быть стабильной; 5) инициировать процесс полимеризации при минимальных концентрациях; 6) обеспечивать необходимое рабочее время. Во избежание преждевременной полимеризации активатор обычно вводят в жидкость, а инициатор — в порошок.

Большое практическое значение ПХО стимулировало резкое расширение исследований по созданию ОВС холодной полимеризации.

Впервые третичные амины (диметиланилин) в качестве активаторов холодной полимеризации предложили в 1943 г. Schvebel и Tromdorf. На основе этого активатора в СССР выпускались первые пластмассы ХО АСТ-1, АСТ-2, АСТ-2А и стиракрил (1952). Вскоре оказалось, что использование диметиланилина и других третичных аминов приводит к изменению цвета полимеризата. Это происходит в результате эндогенных процессов, в которых участвует амин. Strubell установил, что цвето- и светостойкость пластмассы зависят от природы третичного амина.

ОВС на основе меркаптанов. ОВС типа перекись—меркаптан широко используется для вулканизации каучуков и может

применяться для отверждения стоматологических акриловых компаундов при комнатной температуре. Пластмасса ХО Orthofil (Великобритания) содержит ОВС типа перекись—меркаптан. В реакции взаимодействия перекиси с меркаптаном последний играет роль восстановителя.

Для создания акриловых компаундов в стоматологии в качестве активатора используют лаурилмеркаптан $C_{12}H_{25}SH$ (синоним — додецилмеркаптан). К достоинствам этих ОВС надо отнести цветостойкость полимеризата. Применяемые в настоящее время ОВС не могут считаться совершенными. Поиски новых систем ведутся в двух основных направлениях — повышение цветостойкости и увеличение конверсии мономера.

Приготовление формовочной массы. Технология приготовления формовочной массы ПХО идентична описанной. Из каждого замеса можно успеть отформовать только одно изделие. При полимеризации масса испытывает небольшое термическое расширение, поэтому давление внутри формы не поднимается столь резко, как при горячей полимеризации. При комнатной температуре полимеризация большинства материалов протекает за 20—30 мин. Ускорения отверждения можно достичь погружением формы в воду, нагретую до 37°C. Приготавливая формовочную массу, необходимо учитывать, что объемная усадка зависит от соотношения мономер/полимер и повышается с увеличением этого соотношения.

Мономер/полимер	Объемная усадка, %
1:3	5,8
1:2	7,8
1:1,5	9,3

Линейная усадка (с учетом технологических приемов) пластмасс ХО составля-

ет в среднем от 0,15 до 0,5%. Необходимо строго соблюдать рекомендуемое инструкцией изготовителя соотношение порошок/жидкость.

Скорость полимеризации ПХО зависит от следующих факторов: 1) начальной температуры мономера и полимера: высокая температура (выше 30°C) вызывает быструю полимеризацию; при охлаждении (ниже 5°C) процесс резко тормозится, а при отрицательных температурах реакция практически прекращается; 2) количества и природы активатора и инициатора; 3) степени дисперсности порошка и его молекулярной массы: чем мельче порошок и чем ниже молекулярная масса, тем быстрее идет набухание и полимеризация; 4) соотношения мономер/порошок. Уменьшение соотношения мономер/порошок сокращает время полимеризации. Избыток мономера замедляет процесс, но при этом наблюдается более высокая температура полимеризата и увеличивается усадка, которая заканчивается через 3 ч. Процесс полимеризации, как уже отмечалось, экзотермичен. Теплота полимеризации мономера ММА составляет 78,7 кДж/моль.

При смешении порошка с жидкостью образовавшаяся формовочная масса сохраняет пластичность и температура заметно не повышается. Индукционный период в точке А переходит в бурный процесс развития реакции полимеризации, и температура быстро повышается. После завершения отверждения температура полимеризата понижается за счет отдачи тепла окружающей среде. Температурный скачок и продолжительность индукционного периода, определяющего жизнеспособность компаунда, зависят от массы полимеризующейся полимер-мономерной смеси, окислительно-восстановительной системы и начальной температуры жидкости и порошка. С увеличением массы до 50 г наблюдается резкое возрастание температурного скачка. За-

висимость теплового эффекта от величины полимеризующейся массы имеет следствием более высокую конверсию мономера в толстых частях изделия (протеза и др.). Это значит, что тонкие участки изделия имеют относительно меньшую механическую прочность, поскольку содержат большее количество остаточного мономера. В связи с тем что температура при полимеризации ПХО ниже 100°C (температура кипения мономера 100,3°C), полимеризаты отличаются отсутствием пор и раковин, вызываемых кипением мономера. В зависимости от вида работы формовочная масса используется на различных стадиях набухания.

I стадия — песочная. Она появляется сразу после смешивания порошка с жидкостью и в зависимости от температуры окружающей среды может продолжаться от 30 с до 5 мин и более. При температуре 10°C она продолжается около 5 мин, при 15—18°C — 3 мин, при 18—22°C — 1—2 мин и при 25°C завершается через 0,5—1 мин. В песочной стадии мономер-полимерная смесь непригодна к использованию.

II стадия — вязкая, тянущихся нитей. Начальный период этой стадии характеризуется появлением тянущихся нитей, липкостью массы, высокой пластичностью и текучестью. В начале II стадии набухания формовочную массу используют для работ, требующих адгезии. Нанесенная на базис протеза формовочная масса после отверждения образует прочное соединение.

III стадия — тестообразная. Формовочная масса в этой стадии набухания характеризуется потерей липкости, хорошей пластичностью и меньшей текучестью. В таком состоянии формовочную массу удобно формировать на гипсовых моделях, готовя защитные небные пластинки, замещающие, формирующие и obtурирующие протезы, шины Порта, индивидуальные ложки, ортодонтиче-

ские аппараты и другие стоматологические конструкции. Массу можно использовать для перебазировки протезов во всех случаях, а также при необходимости получения отпечатка рельефа протезного ложа в условиях функционирующих протезов, когда необходимо развитие значительного жевательного давления.

IV стадия — резиноподобная. На этой стадии формовочная масса сохраняет приданную ей форму даже при незначительном кратковременном механическом воздействии на нее. Протез при перебазировке удаляют из полости рта, когда формовочная масса находится уже в резиноподобной стадии. В случае перебазирования частичных протезов с наличием конвергирующих и дивергирующих зубов в полости рта или зубов с хорошо выраженными экваторами протезы выводят из полости рта только по достижении резиноподобного состояния. Удаление в III стадии набухания повлечет за собой искажения из-за оттяжки. Если пропустить IV стадию, пластмасса затвердеет и протез без распиливания нельзя будет вывести из полости рта. При контроле отверждения полимеризующейся массы необходимо обращать внимание на более тонкие участки протеза, так как они отверждаются медленнее толстых. Необходимо отметить, что полимеризация мономер-полимерной системы от начала смешивания до отверждения представляет собой непрерывный процесс без резких межстадийных переходов.

Оптимальный режим прессования изделий из пластмасс холодного отверждения. Основным методом переработки ПХО, обеспечивающим получение высококачественного изделия, является прессование. Важный технологический параметр переработки ПХО — определение момента приложения давления. При приложении давления раньше требуемого времени изделие получается с большой усадкой и неудовлетворительным качеством поверхно-

сти. Изделия с требуемой точностью могут быть получены лишь при резком увеличении удельного давления. На рабочее время ПХО существенно влияет изменение температуры окружающей среды даже на 2—3°C, и это обстоятельство вызывает затруднения при определении момента приложения давления. Применяемые способы изготовления стоматологических конструкций из ХО компаундов при комнатной температуре без давления не являются оптимальными. Полимеризат менее плотный и имеет более низкие физико-механические показатели (рис. 15.5).



Рис. 15.5. Аппарат для полимеризации пластмасс холодной полимеризации.

Одним из возможных вариантов оптимизации технологии прессования изделий из ПХО является проведение конечной стадии полимеризации под давлением сжатого воздуха. На рисунке 15.5 изображен аппарат для полимеризации изделий из ПХО. Он представляет собой герметический сосуд, внутри которого создается давление 0,3—0,5 МН/м² воздухом, нагретым до 40—45°C. Внутри аппарата имеются полки, на которые помещают изделия для полимеризации. Контроль и поддержание заданной температуры осуществляются при помощи термодатчиков, сблокированной с температурным реле и электронагревателем. Аппарат можно изготовить, переоборудовав ультратермостат УТ-15.

В предварительно нагретый аппарат помещают стеллаж, на котором установлены гипсовые модели с изделиями из ПХО, находящимися в резиноподобной стадии. Аппарат герметизируют и создают давление 0,3—0,5 МН (3—5 атм.). Давление контролируют по манометру. В случае превышения давления срабатывает предохранительный клапан. Через

15—20 мин готовые изделия извлекают из аппарата.

Сравнительная характеристика пластмасс горячего и холодного отверждения

ПХО по ряду показателей уступают пластмассам горячего отверждения, но это компенсируется исключительным удобством их использования и лучшей стабильностью размеров. Полимеризация ПХО сопровождается меньшей конверсией мономера, поэтому они содержат в 5—10 раз больше остаточного мономера. Это приводит к более быстрому старению полимера, снижению прочностных характеристик. В результате выщелачивания мономера с поверхности изделия разрушается структура полимера, что приводит к изменению ряда свойств изделия. Так, при уменьшении содержания мономера в полимере с 8,5 до 0,9% теплостойкость повышается с 52 до 130°C, а твердость по Бринеллю — с 70 до 194 МН/м². ПХО (линейные) проявляют более высокую гигроскопичность (водопоглощение >0,7 мг/см²), чем пластмассы горячего отверждения, и содержат

Таблица 15.2

Некоторые показатели пластмасс холодного и горячего отверждения

Свойство	Акриловые пластмассы	
	горячего отверждения	холодного отверждения
Прочность на сжатие, МН/м ²	75,9	-
Модуль эластичности, МН/м ²	3,8-10 ³	2-10 ⁵
Прочность при статическом изгибе, МН/м ²	190-130	90
Микротвердость, МН/м ²	200-270	150-200
Водопоглощение, мг/см ²	0,4-0,6	0,70
Водорастворимость, мг/см ²	0,02	0,025
Остаточные напряжения в изделии, МН/м ²	от 0,1 до 3,5	от 0,1 до 2
Остаточный мономер, %	0,1-0,5	3,5-5,0
Цветостойкость	Удовлетворительная	Удовлетворительная при наличии стабилизатора
Технологичность	Хорошая	Отличная

большие количества остаточной перекиси бензоила, мономера, активатора, что является предпосылкой к ухудшению со временем их физико-механических свойств (табл. 15.2).

Исследования показали, что основным фактором, искажающим размеры и форму протеза, является не полимери-зационная усадка, которая компенсируется технологическими приемами, а термическая усадка, возникающая при охлаждении протеза от температуры полимеризации до комнатной. Поскольку полимеризация ПХО протекает при более низких температурах, чем пластмасс горячего отверждения, протезы и другие зуботехнические изделия, изготовленные из ПХО, получаются более точными, лучше фиксируются в полости рта. Кроме того, в них возникают меньшие напряжения и, хотя по прочности они уступают пластмассам горячего отверждения, более гибкие. Модуль эластичности у них $2 \cdot 10^3$ МН/м², а у пластмасс горячего отверждения — $3,8 \cdot 10^3$ МН/м². При дополнительном нагревании с выдержкой в течение нескольких часов можно улучшить физико-механические показатели изделий из ПХО за счет уменьшения содержания остаточного мономера.

15.6. ПЛАСТМАССЫ ХОЛОДНОГО ОТВЕРЖДЕНИЯ ДЛЯ ПОЧИНКИ И ИСПРАВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОВ

В настоящее время АО «СТОМА» (Украина) выпускаются пластмассы холодного отверждения «Протакрил-М», «Ре-донт». Одним из недостатков акриловых конструкционных пластмасс является их недостаточная механическая прочность. По данным В.Г.Гроссмана (1967) и зарубежных исследователей (Skinner E., 1973), поломки протезов происходят в 10—40% случаев уже в 1-й год после их изготовления. Общее количество поломок протезов по отношению к изготовленным — 40—50%. По статистическим

данным, в СССР в течение года изготавливалось 4,5 млн протезов (Напа-дов М.А., Сапожников А.Л., 1973), поэтому починка и исправление протезов являются важной проблемой.

Починить протез можно, используя пластмассу горячего или холодного отверждения. Применение ПХО позволяет произвести починку в присутствии пациента, не требуется оборудование для нагрева и обеспечивается меньшее изменение размеров протеза. При починке протеза пластмассой горячего отверждения с нагревом в кипящей воде линейная усадка от моляра к моляру составляет 0,8%, что вызывает коробление протеза. Кроме того, при этом возникают большие остаточные напряжения, вызываемые разностью коэффициентов термического линейного расширения пластмассы ($81 \cdot 10^{-6}$ К⁻¹) и гипса ($18 \cdot 10^{-6}$ К⁻¹).

Расширение и усадка гипса в 4 раза меньше, чем пластмассы. Поскольку максимальная температура полимеризации пластмасс горячего отверждения выше, усадка при охлаждении до комнатной температуры будет больше, что приводит и к более высоким остаточным напряжениям. Починку протеза надо проводить пластмассой, близкой по составу и свойствам к пластмассе базиса. Обычно в инструкциях к базисным материалам изготовитель рекомендует материал для починки протеза. При использовании пластмассы горячего отверждения достигается 80% первоначальной прочности протеза, а при починке ПХО — 60%. Эта разница в какой-то мере компенсируется большей эластичностью ПХО. Важнейшим показателем, характеризующим качество ПХО для починки протеза, является прогиб при поперечной нагрузке.

Хотя ряд исследований показал, что при починке, выполненной с помощью ПХО, результаты не такие хорошие, как при использовании пластмасс горячего отверждения, применение их оправдано

более простой технологией починки и стабильностью размеров. В настоящее время починку проводят в основном ПХО. Со временем фиксация протеза в большей или меньшей степени ухудшается. Изменение формы протеза и конфигурации протезного ложа ведет к тому, что форма протеза уже не соответствует анатомическим и функциональным условиям полости рта. Исключительная технологичность пластмасс типа порошок—жидкость позволяет исправить базис протеза методом перебазирования. Известны два метода перебазирования: 1) прямой метод, при котором оформление рельефа поверхности протеза, обращенной к слизистой оболочке, осуществляется непосредственно в полости рта; 2) непрямой метод, при котором этой цели достигают, получая предварительно функциональный оттиск.

В России ПХО для исправления базисов протезов применяют с 1954 г. по предложению М.А.Нападова. Отличные оттисковые свойства формовочной массы на определенной стадии набухания позволяют использовать ее для прямого метода перебазирования. Рельеф поверхности пластмассового оттиска всегда четкий: на нем отображаются все мельчайшие складки и углубления слизистой оболочки, а также шейки и оральные поверхности зубов; края оттиска не утолщены и, следовательно, не оттягивают переходную складку (важное обстоятельство для достижения функционального присасывания). Тургор складок слизистой оболочки достаточен для воспроизведения ее рельефа формовочной массой, что обеспечивает плотное прилегание к слизистой оболочке. Упругие свойства массы позволяют полностью сохранить рельеф протезного ложа даже в тех случаях, когда альвеолярный отросток имеет зауженную форму у переходной складки и расширенную — у гребня.

Материалы для исправления протезов должны соответствовать медико-техни-

ческим требованиям: 1) иметь прочную связь с материалом базиса протеза; 2) не оказывать вредного воздействия на слизистую оболочку полости рта; 3) содержать минимальное количество остаточного мономера; 4) обладать цветостойкостью при воздействии солнечного света и среды полости рта; 5) по свойствам приближаться к материалу базиса. При прямом методе исправления протеза слизистая оболочка подвергается воздействию полимеризующейся формовочной массы, мономера и компонентов ОВС. Высокая температура в экстремальной точке кривой свидетельствует о возможности повреждения слизистой оболочки, если полимеризация завершается в полости рта. В связи с этим при прямом методе перебазирования протез необходимо вывести из полости рта до начала температурного скачка.

Поданным М.Нofmann (1960), при перебазировании по прямому методу и толщине слоя формовочной массы 1 мм температура не превышает 50°C.

К ОВС, которые используют в материалах для исправления протезов, предъявляются более жесткие требования в отношении их токсичности. В этом отношении следует отдавать предпочтение ОВС на основе производных сульфоновой кислоты или другим перед ОВС на основе аминов. При перебазировании протеза возникает деформация субстрата (базиса) с образованием напряжений. Величина деформации зависит от формы и толщины базисного материала, объема использованной ПХО, а также участка перебазирования. Направление деформации зависит от формы базиса и места нанесения формовочной массы: 1) при покрытии ровных поверхностей изгиб проявляется всегда в сторону эполимеризата (верхний слой); 2) при покрытии пластмассой выпуклой поверхности происходит выравнивание крутизны; 3) при покрытии вогнутой поверхности изгиб

увеличивается. Таким образом, при перебазировке протеза верхней челюсти за счет деформации улучшается краевое прилегание протеза.

Пластмасса холодной полимеризации «Карбопласт-М»

«Карбопласт-М» — пластмасса холодного отверждения, применяемая для изготовления индивидуальных оттисковых ложек. Разработана в АО «СТОМА» (Украина) совместно с лабораторией материаловедения НИМСИ МГМСУ (В.В.Волков, И.А.Воронов, Н.К.Вураки, Ю.И.Довго-пол, И.Ю.Лебсденко, Г.П.Пономарева, Д.В.Серсбров). Изготовление полных съемных протезов невозможно без использования индивидуальных оттисковых ложек. Для изготовления индивидуальных ложек наиболее широко используются пластмассы холодного отверждения. Они просты в применении, не требуют дополнительного оборудования, участия зубного техника, обладают низкой себестоимостью. Зарубежные пластмассы, применяемые для этих целей, достаточно дорогие.

«Карбопласт-М» по своим свойствам не уступает зарубежным аналогам, более того, по некоторым параметрам превосходит используемые в повседневной практике пластмассы холодной полимеризации. Как и любая другая пластмасса,

«Карбопласт-М» поставляется в упаковке, в которую входят порошок и жидкость (полимер и мономер), замешивание которых проходит по стандартной методике в соотношении 2:1 (рис. 15.6).

Когда замешанная масса дошла до консистенции «теста», приступают к изготовлению индивидуальной ложки. «Карбопласт-М» очень удобен в работе, в его состав входит до 50% мела, он быстро набухает, его рабочая консистенция достаточно пластична, эффект прилипания массы к рукам практически отсутствует. Материал очень податливый, а его твердость позволяет без усилий легко обрабатывать готовое изделие.

Рабочее время материала «Карбопласт-М» составляет 10 мин. Этого достаточно для одномоментного изготовления нескольких индивидуальных ложек (для верхней и нижней челюстей). Такие физико-механические показатели, как разрушающее напряжение при изгибе (59,8 МПа), твердость по Хеншле-ру (220,6 МПа), относительная деформация сжатия (3,69%), соответствуют показателям аналогичных материалов, используемых за рубежом («SR-Ivolen», «Formatray»), или превосходят их. Усадка материала «Карбопласт-М» не отличается от других материалов и составляет 2,5%.

КАРБОПЛАСТ J^^.

! /

""'_~

Рис. 15.6. Пластмасса «Карбопласт» для изготовления ложек-базисов.



Рис. 15.7. Различные материалы и аппараты для изготовления ложек-базисов.

Очень важным для материалов, которые используются для индивидуальных ложек, является адгезия оттискного материала к ним. При низкой степени адгезии происходит отслоение оттискной массы от ложки, и это может привести к получению некачественной рабочей модели и как следствие — к плохой фиксации протеза. Использование специальных адгезивов очень трудоемко и дорого. Адгезионный индекс материала «Карбопласт-М» к силиконам типа С имеет самые высокие показатели («Карбопласт-М» — 146, «SR-Ivolen» — 81,5; «Formatray» — 85,6), а к силиконам типа А тенденция сохраняется, хотя выражена не настолько сильно («Карбопласт-М» — 235, «SR-Ivolen» — 271; «Formatray» — 223).

В последнее время особое внимание уделяется микробиологической безопасности стоматологических материалов. В связи с этим следует отметить, что материал «Карбопласт-М» имеет очень низкий

индекс микробиологической адгезии, таким образом, он является одной из самых микробиологически чистых пластмасс.

Кроме изготовления индивидуальных ложек для полного съемного протезирования, материал «Карбопласт-М» применяется в ортопедической стоматологии с целью изготовления жестких базисов для монтажа функциографа, применяемого при регистрации движений нижней челюсти; жестких базисов для монтажа аппарата АОЦО при регистрации центральной окклюзии, индивидуальных лотков для высокоточных оттисков, позиционеров.

Все ортопедические конструкции, изготовленные с применением материала «Карбопласт-М», при условии строгого и качественного выполнения всех этапов протезирования соответствуют самым высоким требованиям качества (рис. 15.7).

Светоотверждаемые базисные пластмассы

По химическим свойствам эти материалы больше похожи на композиты для восстановления зубов, нежели на пластмассы для изготовления базисов зубных протезов. Материал состоит из уретандиметакрилатной матрицы, которая содержит небольшое количество коллоидного оксида кремния для придания материалу необходимой текучести или консистенции, и наполнителя из акриловых шариков, которые становятся частью взаимопроникающей структуры полимерной сетки при его отверждении. Он используется в качестве твердого материала для перебазировки зубных протезов, для изготовления индивидуальных ложек и починки сломанных протезов.

15.7. МЕТАЛЛЫ

15.7.1. Сплавы на основе золота *Чистое золото* — мягкий металл, и поэтому не может использоваться для изготовления зубных протезов. Однако проч-

ность золота очень высока: образец сечением 1 мм^2 при испытании на растяжение выдерживает 12 кг, а удлинение достигает 40—50%. Золото устойчиво к коррозии. На него не действуют кислоты и щелочи, кроме царской водки (смесь 3 частей соляной и 1 части азотной кислоты). Высокие антикоррозионные свойства используются при выделении чистого золота из сплавов. Этот метод называется аффинажем.

Один из распространенных методов аффинажа заключается в следующем. Сплав расплавляют и для размельчения выливают в воду. В воде металл образует гранулы (мелкие зерна), которые извлекают и помещают в фарфоровый или стеклянный сосуд, куда наливают разбавленную азотную кислоту ($2/3$ объема). Сосуд медленно нагревают. Серебро, медь и другие примеси растворяются, а золото выпадает в осадок. Для полного удаления примесей выделенный осадок повторно кипятят в азотной кислоте, после чего промывают в воде. Осадок плавят и получают слиток чистого золота.

Золотые сплавы, содержащие небольшой процент серебра, полностью отделить от него нельзя. Аффинаж возможен в случае, если серебра в сплаве в 3—4 раза

больше, чем золота. Для проведения аффинажа при малом содержании серебра в сплаве проводят предварительное квартование или насыщение сплава серебром.

Другим способом выделения золота из сплава является использование царской водки. После гранулирования сплава его помещают в фарфоровый или стеклянный сосуд, заливают царской водкой и подогревают. Золото и другие металлы растворяются, серебро выпадает в осадок в виде AgCl . В растворе золото находится в виде соединения AuCl_3 (хлорное золото). Чистое золото получают путем восстановления AuCl_3 железным купоросом ($\text{FeSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$) или щавелевой кислотой ($\text{C}_2\text{H}_2\text{O}_4$). Раствор сцеживают, отделяя его от осадка хлорида серебра, затем нагревают и добавляют в него железный купорос или щавелевую кислоту. Золото в виде бурого порошка выпадает в осадок, который после плавления образует слиток (табл. 15.3).

Существует сухой способ аффинажа, при котором расплавленный сплав обрабатывают селитрой (KNO_3) или серой. Этим способом можно удалить следы свинца, висмута. Образующиеся при этом окислы или сернистые соединения металлов, составляющих примеси, всплывают, их можно сплавить с бурой и удалить.

В промышленности чистое золото (99,9%) получают путем электролиза.

На свойства золота оказывают большое влияние примеси. Так, при незначительном (0,06%) содержании свинца или висмута золото теряет пластичность и практически не поддается штамповке.

При изготовлении штампованных коронок из золота необходимо тщательно удалять остатки легкоплавкого сплава, так как в его состав входят свинец и висмут, изменяющие свойства золота, а иногда и цвет.

Для изготовления зубных протезов золото применяют очень давно. Обнаруженные при раскопках этрусских гроб-

Таблица 15.3

Физико-механические свойства золота

Химический знак	Аи
Плотность, г/см^3	19,32
Температура плавления, $^{\circ}\text{C}$	1064
Температура кипения, $^{\circ}\text{C}$	2550
Усадка при затвердевании, %	1,2
Предел прочности, кгс/мм^2	12,2
Относительное удлинение, %	40-50
Твердость по Бринеллю, кгс/мм^2	18,5
Коэффициент линейного расширения	$14 \cdot 10^{-6}$

ниц золотые протезы датируются IX—VI веками до н.э.

В настоящее время в ортопедической стоматологии используют различные сплавы на основе золота. Подбирая компоненты в определенных соотношениях, получают сплавы с нужными свойствами: пластичные, ковкие (для получения штампованных деталей), упругие (для изготовления проволоки, эластичных дуг, штифтов и др.).

Сплавы различают по процентному содержанию золота. Чистое золото обозначается 1000-й пробой. Наиболее распространенными являются золотые сплавы 900-й и 750-й проб. В ряде стран проба золота определяется в каратах. Чистое золото соответствует 24 каратам.

Сплав 900-й пробы. Сплав содержит наибольшее количество золота (90%), имеет приятный желтый цвет, устойчив к коррозии. Обладает большой пластичностью и вязкостью, жидкотекучестью в расплавленном состоянии, что делает его удобным для штамповки, вальцевания,ковки и других методов механической обработки давлением, а также литья.

Сплав имеет невысокую твердость и легко подвергается истиранию. Поэтому при изготовлении штампованных коронок внутрь их на жевательную поверхность или режущий край заливают припой.

При штамповке или вальцевании сплавов в них образуется наклеп вследствие смещения кристаллической решетки. Его снимают отжигом при температу-

ре красного каления. Если гильза подвергалась штамповке на штампики из легкоплавкого сплава, то перед отжигом следует ее обработать соляной кислотой для удаления частиц свинца и висмута, которые при нагревании могут соединиться с золотом и сделать его хрупким.

Сплав 900-й пробы имеет температуру плавления около 1000°C.

При протяжке дисков в гильзы и литье из дисков частей протезов теряется до 2% золота. Для снижения этих потерь в настоящее время принимают меры к выпуску гильз 4 размеров и слитков золота тех же проб по 5 г.

Сплавы 900-й и 750-й проб применяются для литых базисов в полных съемных протезах (табл. 15.4).

Сплав 750-й пробы с платиной имеет желтый цвет, менее характерный для золота. Наличие платины и повышенное по сравнению с предыдущим сплавом содержание меди делают сплав более твердым и упругим. Он имеет небольшую усадку при литье, поэтому из него можно получить точные части протезов или, например, вкладки. Сплав не подлежит обработке давлением. Используется для изготовления деталей или таких частей зубных протезов, которые выполняют методом литья и которые должны обладать повышенными упругими свойствами: каркасы бюгельных, шинирующих протезов, кламмеры, штифты, вкладки, крампоны, проволока и др.

Если в сплав 750-й пробы добавить 5—10% кадмия, то температура плавления

Таблица 15.4

Различные сплавы золота

Компонент	Содержание компонентов в сплаве-пробе, %		
	900-я	750-я	750-я (припой)
Аи	90,0	75,0	75,0
Ag	4,0	8,35	8,0
Си	6,0	12,5	10,5
Pt		4,15	7,0
Cd			

снижается до 800°C и это делает возможным использование его в качестве припоя для золотых сплавов высоких проб.

Серебро хорошо обрабатывается давлением вследствие большой пластичности. Показателями пластичности серебра может быть то, что из 1 г серебра можно вытянуть проволоку длиной 1800 мм, можно получить фольгу толщиной до 0,00001 мм.

Серебро недостаточно устойчиво к окислению. Оно растворяется в горячей серной и азотной кислоте. Соляная кислота действует на него слабо. Серебро вступает в реакцию с сероводородом, образуя серный ангидрид серебра. При расплавлении серебро хорошо соединяется с кислородом, который выделяется при охлаждении, что может привести к образованию пор в слитке. Чтобы уменьшить поглощение кислорода, плавку серебра следует проводить под слоем толченого древесного угля.

Серебро обладает самой высокой электро- и теплопроводностью. Все остальные металлы по этим показателям сравнивают с серебром. В промышленности серебро находит широкое применение в радиоэлектронике, электрохимии, ювелирном деле. Для улучшения механических свойств к серебру добавляют 10—25% меди.

Вследствие неустойчивости серебра к коррозии в полости рта оно не нашло применения как основной материал для зуботехнических целей. Однако серебро входит в состав многих сплавов: золотых, палладиевых, припоев. Серебро применяют также для изготовления пломбировочных штифтов, амальгамы.

15.7.2. Сплавы на основе неблагородных металлов Нержавеющая сталь

Основу всех сталей составляет железо, они также содержат хром, никель и небольшое количество углерода. Для улуч-

шения литейных, прочностных и других свойств сталей в них вводят легирующие добавки. Сталь для зубных протезов содержит 1% титана.

Железо — металл, широко распространенный в природе. Железные руды содержат химические соединения его с кислородом. Важнейшими железными рудами являются магнитный железняк (магнетит) Fe_3O_4 , красный железняк (гематит) Fe_2O_3 , бурый железняк $2\text{Fe}_2\text{O}_3 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$, шпатовый железняк (сидерит), содержащий железо в карбонате FeCO_3 . Железо получают также из руд, содержащих хром (хромиты), хромоникелевых, титаномagnetитовых руд и др.

Чистое железо имеет синевато-серебристый цвет, в химическом отношении неустойчиво. Во влажной среде оно подвергается коррозии. Растворы солей и кислот растворяют железо.

Железо — очень пластичный металл, однако получить его в чистом виде и защитить от коррозии очень трудно.

Широкое применение нашли разнообразные сплавы на основе железа, из которых наиболее распространенными являются различные стали. В зубопротезной практике используются малоуглеродистые стали с содержанием углерода до 0,15%. Большое количество углерода делает сталь более твердой и менее устойчивой к коррозии.

Рецепт стали для изготовления зубных протезов в нашей стране в 1930-х годах был предложен Д.Н.Цитриным. Применение ее значительно уменьшило использование золота и платины, что было очень важно для развития стоматологической помощи населению страны в широких масштабах. Нержавеющая сталь, применяемая в ортопедической стоматологии — многокомпонентный сплав. В него входят железо, хром, никель, углерод, титан и ряд других добавок. Главным компонентом, обеспечивающим коррозионную устойчивость сплава, является

Таблица 15.5
Физико-механические свойства
нержавеющей стали

Химический знак	Fe
Плотность, г/см ³	7,86
Температура плавления, °C	1535
Температура кипения, °C	2450
Усадка при затвердевании, %	До3
Предел прочности, кгс/мм ²	25
Относительное удлинение, %	50
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	(.0-70
Коэффициент линейного расширения	12- 10"

хром. Его содержится в сплаве 17—19%. Минимальное содержание хрома, обеспечивающее коррозионную стойкость сплава, должно быть не меньше 12—13%.

Для повышения пластичности сплава в него добавляют 8—11% никеля. Присутствие никеля делает сплав ковким, что облегчает обработку давлением. В промышленности виды стали принято обозначать марками. Компоненты, входящие в состав сплава, обозначают буквами: кремний — С, хром — Х, никель — Н, титан — Т и т.д. Цифрами обозначают процент содержания компонента в сплаве. Первая цифра марки обозначает содержание углерода в десятых долях процента.

Наиболее распространенной в зубопротезной практике является нержавеющая сталь марки 1Х18Н9Т. Этот сплав состоит из 72% железа, 18% хрома, 9% никеля, 0,1 % углерода и до 1 % титана. В небольшом количестве всегда присутствуют посторонние примеси, среди которых наиболее нежелательными являются сера и фосфор. Железо с углеродом в сплавах может находиться в различных сочетаниях: в виде химического соединения — карбида железа Fe₃C — или в виде

твердого расплава, когда атомы углерода располагаются в кристаллической решетке между атомами железа. Углерод в сплаве может находиться в свободном состоянии в виде графита. Различные виды связи железа с углеродом наблюдаются при термической обработке стали, ее кристаллизации из расплава.

Встречаются следующие структурные виды связи железа и углерода:

1. Аустенит — твердый раствор углерода в железе, характеризующийся пластичностью, ковкостью сплава при твердости около 200 кгс/мм² по Бринеллю.

2. Феррит — твердый раствор углерода, очень мягкий и пластичный. Его твердость около 80 кгс/мм² по Бринеллю.

3. Цементит — карбид железа (Fe³C), очень твердый и хрупкий.

4. Перлит — смесь кристаллов цемента и феррита. Получается из аустенита в результате его распада при температуре 723°C.

5. Дедебурит — смесь перлита и цемента, очень твердый и хрупкий.

Аустенитная структура нержавеющей стали отвечает всем основным требованиям, предъявляемым к зубопротезным материалам, поэтому при термической и механической обработке стали ее стараются в конечном итоге фиксировать в аустенитной структуре.

Хром с углеродом также может давать ряд химических соединений — карбидов хрома: Cr₄C, Cr₃C₂, Cr₅C₂. Они образуются при термической обработке сплава в температурном интервале 450—850°C.

Карбиды образуются по границам кристаллических зерен, что приводит к уменьшению количества свободного хрома в этих зонах, и в связи с этим увеличивается возможность возникновения межкристаллической коррозии.

Чтобы уменьшить возможность образования карбидов хрома, в состав нержавеющей стали вводят титан, активнее вступающий в связь с углеродом и обра-

зующий карбиды титана. При этом образование карбидов хрома прекращается, и таким образом титан предотвращает межкристаллическую коррозию стали. Для улучшения жидкотекучести и жаростойкости стали, используемой для литья, в нее вводят 2,5% кремния (сплав ЭИ-95).

Нержавеющая сталь нашла широкое применение при изготовлении зубных протезов. Из нее делают различные виды несъемных зубных протезов, металлические части съемных протезов, базисы, кламмеры, дуги и т.п. Нержавеющая сталь аустенитной структуры благодаря пластичности и ковкости хорошо обрабатывается методом давления. Из этой же стали выпускают проволоку диаметром 0,6; 0,8; 1,0; 1,2; 1,5 и 2,0 мм для изготовления различных ортодонтических аппаратов, кламмеров, штифтов. Кроме этого, выпускают 2 вида стандартных кламмеров диаметром 1,0 и 1,2 мм.

Стали марок ЭИ-95 и ЭЯ1Т имеют хорошие литейные свойства и применяются для отливки различных деталей зубных протезов. Недостатком ее является относительно большая усадка при литье (до 3%), низкий предел прочности (около 30 кгс/мм²), показывающий величину нагрузки, необходимую, чтобы вызвать остаточную деформацию материала. Эту сталь используют и для промышленного изготовления стандартных защиток для фасеток и зубов, которые комплектуют гарнитурами (передние и боковые зубы). Стандартные зубы применяют крайне редко, главным образом в районах, где нет условий для организации индивидуального литья.

Кобальт, хром, никель и их сплавы
Кобальт. Кобальт встречается в природе в виде рудных соединений: мышьяковис-то-кобальтовых, сернисто-кобальтовых и др. Кобальт выделяется из руд в результате сложного технологического цикла.

Кобальт — серебристо-белый металл с красноватым оттенком. На воздухе и в воде не окисляется, стоек к воздействию органических кислот, слабо растворяется в их растворах. В крепкой азотной кислоте кобальт пассивируется.

Кобальт имеет высокие механические свойства, обладает достаточно хорошей пластичностью. Его используют для получения стали с повышенной прочностью, твердых сплавов для режущего инструмента (победит, стеллит и др.), сплавов с высокими магнитными свойствами. В зубопротезной технике нашли широкое применение сплавы на основе кобальта и хрома, где кобальт обеспечивает высокие механические свойства.

Хром. Хромистый железняк $[\text{Fe}(\text{CrO}_2)_2]$ является основной рудой для получения хрома. Извлечение металлического хрома производится путем восстановления его при плавке.

Хром — белый, с синеватым оттенком металл. Он имеет высокую коррозионную стойкость. На хром не действует азотная кислота. Растворяется он в соляной кислоте. Лишь при высоких температурах вступает в реакцию с кислородом, образуя

Таблица 15.6

Физико-механические свойства кобальта

Химический знак	Co
Плотность, г/см ³	8,65-8,79
Температура плавления, °C	1480
Температура кипения, °C	2385
Усадка при затвердевании, %	Незначительна
Предел прочности, кгс/мм ²	26
Относительное удлинение, %	5
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	132
Коэффициент линейного расширения	12,8·Ю ⁻⁶

Таблица 15.7

Физико-механические свойства хрома

Химический знак	Cr
Плотность, г/см ³	7,2
Температура плавления, °C	1900
Температура кипения, °C	2200
Усадка при затвердевании, %	1,8
Предел прочности, кгс/мм ²	-
Относительное удлинение, %	6,7
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	217-236
Коэффициент линейного расширения	8-10"

Таблица 15.8

Физико-механические свойства никеля

Химический знак	Ni
Плотность, г/см ³	8,9
Температура плавления, °C	1455
Температура кипения, °C	2900
Усадка при затвердевании, %	-
Предел прочности, кгс/мм ²	35-40
Относительное удлинение, %	35
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	70
Коэффициент линейного расширения	13-10 ⁶

окись хрома Cr₂O₃ и хромовый ангидрид CrO₃. Хром обладает хрупкостью.

Широкое применение хром находит в промышленности для получения различных антикоррозийных сплавов, покрытия металлических изделий тонкой хромовой оболочкой (хромирование). Хром придает стали большую твердость, высокую антикоррозийность. Окись хрома Cr₂O₃ используют для приготовления полировочных паст, применяемых для полировки металлических частей протезов.

Никель. Никель в природе встречается в виде различных соединений, среди которых наиболее часто встречаются гарньерит (NiMgH₂* SiO₄), мышьяково-никелевый блеск (NiAs).

Никель — блестящий, серебристо-белый металл, обладающий хорошей вязкостью и ковкостью. Он хорошо валцуется и вытягивается. Обладает устойчивостью к окислению на воздухе и в воде. Соляная, серная и крепкая азотная кислоты действуют на него слабо. Устойчив к щелочам.

Никель входит в состав многих сплавов. Его добавки улучшают механические свойства сплавов, повышают вязкость, уменьшают усадку, придают им

химическую устойчивость. Никель применяют для покрытия (никелирования) поверхностей металлических предметов. Такие поверхности имеют высокую отражательную способность.

Никель является компонентом многих стоматологических сплавов. В нержавеющей стали, применяемой в зубопротезной технике, содержится 8—11% никеля. Иногда его добавляют в золотые сплавы вместо платины (5—10%). Такие сплавы приобретают повышенную прочность.

Сплавы на основе кобальта, хрома и никеля. В стоматологии в течение уже многих лет широко применяются кобальто-хромовые и никель-хромовые сплавы. В 1953 г. в нашей стране разработан и выпускается промышленностью кобальто-хромоникелевый сплав КХС. В его состав входят: кобальт — 67%, хром — 26%, никель — 6%, молибден и марганец — по 0,5%. Основу сплава составляет кобальт, имеющий высокие механические свойства. Хром вводится для придания сплаву твердости и антикоррозийных свойств. Молибден сообщает сплаву мелкокристаллическую структуру, что усиливает прочностные свойства сплава. Никель усиливает вязкость сплава. Мар-

Таблица 15.9

Физико-механические свойства кобальтохромоникелевых сплавов

Наименование сплава	КХС	Витталитум
Плотность, г/см ³	8	8,3
Температура плавления, °С	1460	1400
Предел прочности на растяжение, кгс/мм ²	70	(3,4
Относительное удлинение, %	8	10
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	250	365
Коэффициент линейного расширения	1,8	1,8-2

ганец в небольших количествах повышает качество литья, улучшает жидкотекучесть. Марганец понижает температуру плавления, способствует удалению газов и сернистых соединений.

В качестве нежелательной примеси он может содержать железо, которое увеличивает усадку сплава при литье и ухудшает физико-химические свойства сплава. Примесь его не должна быть более 0,5%.

Сплав К.ХС применяют для получения только литых изделий. Штамповке он не поддается, так как обладает большой упругостью и твердостью. Из сплава изготавливают цельнолитые съемные зубные протезы различных конструкций, шинирующие аппараты, кламмеры и другие части, требующие повышенной прочности и упругости.

В связи с высокими качествами никеля в настоящее время все шире начинают применять сплавы на основе никеля и хрома. Известны сплавы, содержащие до 70% никеля. Они находят применение для изготовления металлокерамических протезов. Никель-хромовые сплавы дают точные отливки, устойчивы к коррозии, при литье на их поверхности образуется окисная пленка, к которой хорошо припекается фарфоровая масса.

15.7.3. Другие легатурные металлы

К этой группе относится большая группа металлов, используемых при со-

ставлении сплавов и придания им специальных свойств. Процентное содержание этих металлов в сплаве может быть очень небольшим, но нередко только их присутствие придает сплаву нужные специальные свойства. Такие металлы в сплавах называются легатурными. Так, добавка титана к нержавеющей стали уменьшает образование карбидов хрома; молибден в кобальто-хромовом сплаве улучшает межкристаллическую структуру, способствует увеличению прочности; медь в сплавах золота повышает их твердость; цинк в сплавах увеличивает жидкотекучесть; кадмий снижает температуру плавления и т. д.

Медь. В самородном состоянии медь встречается редко. В рудах медь содержится главным образом в соединениях с серой. К таким рудам относится медный колчедан, содержащий халькоперит ($\text{CuS} \cdot \text{FeS}$), медный блеск, содержащий халькозин (Cu_2S). Меньше распространены руды, содержащие кислородные соединения меди.

Медь имеет красный цвет, весьма пластична, вследствие чего хорошо обрабатывается под давлением в холодном и горячем состояниях. Обладает хорошими литейными свойствами.

Медь окисляется во влажной среде и при нагревании. Растворяется в азотной и серной кислотах и щелочах. Медь находит широкое применение в электро-

Таблица 15.10

Физико-механические свойства меди

Химический знак	Си
Плотность, г/см ³	8,8
Температура плавления, °С	1083
Температура кипения, °С	2310
Усадка при затвердевании, %	1,7
Предел прочности, кгс/мм ²	19
Относительное удлинение, %	35
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	40
Коэффициент линейного расширения	16- 10"

Таблица 15.11

Физико-механические свойства цинка

Химический знак	Zn
Плотность, г/см ³	7,2
Температура плавления, °С	419,5
Температура кипения, °С	918
Усадка при затвердевании, %	3,2
Предел прочности, кгс/мм ²	23,5
Относительное удлинение, %	12-38
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	0,37
Коэффициент линейного расширения	28- 10"

технике из-за хорошей электропроводности. Она входит в состав многих сплавов (бронза, латунь и др.). Медь является составной частью всех золотых сплавов и припоев, так как она повышает вязкость и механическую прочность. Для стоматологических целей выпускают медные кольца различных диаметров, которые используют для снятия слепков с отдельных зубов при изготовлении вкладок, полукоронки, штифтовых зубов.

Цинк — металл синевато-белого цвета с отчетливо выраженной кристаллической структурой. В природе цинк в свободном состоянии не встречается. Наиболее распространенными рудными соединениями являются цинковая обманка ZnS и цинковый шпат $ZnCO_3$. Получают чистый металл из окиси цинка ZnO , которая образуется при обжиге рудных соединений, а также непосредственно из руд методом электролиза.

Цинк устойчив к коррозии, но во влажной среде на его поверхности образуется защитная пленка из основной углекислой соли. Эту способность используют для покрытий корродирующих металлов. Цинк растворяется в соляной

и серной кислотах, он обладает хорошей электро- и теплопроводностью.

Цинк становится пластичным только при температуре свыше 100°C, когда он обретает ковкость и способность вальцеваться. При температуре выше 200°C он вновь приобретает хрупкость. Добавки цинка в сплавы металлов повышают их жидкотекучесть. Он входит в состав припоев для золота, нержавеющей стали, серебра и меди. Цинк является составной частью латуни (сплава меди и цинка), применяется при аффинаже золота.

Кадмий — металл серебристо-белого цвета с синеватым оттенком. В природе кадмий встречается в сочетании с рядом других элементов. Наиболее распространены цинково-кадмиевые руды. Получают кадмий методом восстановления и последующего отделения из смеси при кипячении при температуре 780—800°C. При такой температуре кадмий кипит и конденсированные пары его представляют собой чистый кадмий.

Кадмий — очень пластичный, мягкий металл, легко куется и вальцуется. Он хорошо растворяется в соляной и серной кислотах. На воздухе в присутствии влаги покрывается окисной пленкой (CdO).

Таблица 15.12
Физико-механические свойства кадмия

Химический знак	Cd
Плотность, г/см ³	8,6
Температура плавления, °C	320
Температура кипения, °C	778
Усадка при затвердевании, %	4,7
Временное сопротивление, кгс/мм ²	4,5
Предел прочности, кгс/мм ²	-
Относительное удлинение, %	15
Твердость по Бринеллю, кгс/мм ²	16
Коэффициент линейного расширения	30·10 ⁻⁶

Кадмий применяют при приготовлении различных легкоплавких сплавов и припоев. Введение его в припой для золота понижает температуру плавления на 100—150°C. Необходимо иметь в виду, что введение его в сплавы металлов, имеющих более высокую температуру плавления, следует проводить с большой осторожностью. Так как кадмий обычно вносят в небольших количествах, он быстро вскипает, образуя ядовитые для организма пары.

Кадмий в припое для золотых сплавов во время пайки выкипает, сгорает, и проба золотого сплава в припое приближается к основному сплаву.

Могут быть рекомендованы следующие способы введения кадмия в сплавы:

1. Необходимое количество кадмия заворачивают в бумагу и вводят в расплавленный сплав, после чего нагревание прекращают.

2. Диффундированием кадмия в тонко развальцованный сплав. Для этого на тонкие пластины припоя кладут кусочки кадмия и при температуре 320—330°C плавят. Кадмий обладает хорошей жидкотекучестью и смачивающей способностью, поэтому он легко разливается по

поверхности пластин и диффундирует в их поверхность. Свернутые в трубки пластины плавят в тигле.

Магний (Mg) — металл бледно-серого цвета, самый легкий из металлов, применяемых в металлургии (плотность — 1,74). Основными минералами, содержащими магний, являются карналлит $MgCl \cdot KCl \cdot 6H_2O$, магнезит $MgCO_3$ (свыше 45% MgO), бишофит $MgCl_2 \cdot 6H_2O$ (свыше 46% $MgCl_2$) и доломит $CaCO_3 \cdot MgCO_3$.

Металлический магний получают двумя способами: электролизом хлоридов и термическим восстановлением из руд. При получении магния из магнезита его обжигают и получают MgO. Затем из окиси магния путем хлорирования получают хлорид магния, а из него электролизом — чистый магний. Температура плавления 650°C. Твердость катаного и необожженного магния может достигать 40 кгс/мм².

Магний приобретает пластичность, позволяющую проводить горячую прокатку в листы и проволоку, только в нагретом до 250—300°C состоянии. Металл легко растворяется в кислотах, окисляется на воздухе, при температуре 600°C воспламеняется. Он вводится в состав различных сплавов как раскислитель и очиститель, является составной частью припоя для паяния нержавеющей стали.

Молибден (Mo) — светло-серый, тугоплавкий металл. В природе встречается в виде руд, содержащих молибден. Наиболее промышленное значение имеет молибден (MoS_2), содержащий около 60% Mo. Молибденовые руды содержат обычно Si, W, Bi, Be и другие металлы. Плотность молибдена 10,2 г/см³, температура плавления 2620°C, температура кипения 4800°C, термический коэффициент линейного расширения — $6 \cdot 10^{-6}$, твердость по Бринеллю 150—160 кгс/мм², предел прочности при растяжении 80-120 кгс/мм².

На воздухе в обычных условиях, а также в холодных растворах соляной и серной кислот и щелочах молибден устойчив к коррозии. Азотная кислота и царская водка его растворяют. В металлургии молибден используют для получения ферромolibдена (содержащего 55—70% Mo, остальное — Fe), который вводится в качестве присадки при получении легированных сталей. В кобальто-хромо-вый сплав молибден вводят для улучшения его межкристаллической структуры.

Марганец (Mn) — серебристо-белый металл. В природе встречается в рудных соединениях: пиролюзит (MnO_2), псиломелан ($t \cdot MnO \cdot MnO_2 \cdot pH_2O$), манганит ($MnO_2 \cdot Mn(OH)_2$), браунит (Mn_2O_3) и др. Марганцевым рудам всегда сопутствуют минералы, содержащие железо. Получают марганец главным образом методом электролиза из водных растворов $MnSO_4$. Плотность марганца 7,2—7,4 г/см³, температура плавления 1245°C, температура кипения 2150°C, термический коэффициент линейного расширения $22,3 \cdot 10^{-6}$.

Марганец имеет 4 полиморфные модификации, отличающиеся различным строением кристаллической решетки. Химически марганец достаточно активен, при нагревании активно реагирует с кислородом, азотом, углеродом, серой, фосфором. При комнатной температуре на воздухе не изменяется. В соляной и разбавленной серной кислотах легко растворяется, образуя соли.

Марганец находит применение при приготовлении многих сплавов на основе железа, меди, алюминия, магния и др. Марганец вводят в сталь для раскисления сплава, уменьшения содержания серы и повышения износостойкости.

15.7.4. Сплавы титана

Титан (Ti) — серебристо-белый металл. В природе встречается в рудах. Основные минералы, в состав которых входит титан: ильменит, рутил, анатаз, лейкоксен, лопатит, титанит и другие, содержащие двуокись титана TiO_2 от 40 до 90%. Получают титан из руд методом хлорирования в присутствии углерода и последующим восстановлением. Плотность титана 4,5 г/см³, температура плавления 1668°C, температура кипения 3227°C, термический коэффициент линейного расширения $8,5 \cdot 10^{-6}$, предел прочности 25,6 кгс/мм², относительное удлинение 72%, твердость по Бринеллю 100 кгс/мм².

Титан обладает хорошей коррозионной стойкостью в атмосферном воздухе, воде. На поверхности титана образуется тонкая, прочная окисная пленка, предохраняющая от дальнейшего окисления. Он прочен, устойчив к коррозии, безвреден, из него изготавливают многие инструменты. Титан устойчив к азотной кислоте, слабо растворим в серной кислоте.

Известно много сплавов, содержащих титан. Добавка титана к нержавеющей стали способствует уменьшению в ней карбидов хрома. Из соединений титана в зуботехнической практике находит применение двуокись титана TiO_2 , представляющая собой белый порошок. Двуокись титана используется как замутнитель при производстве пластмасс, на ее основе приготавливают разделительные лаки для покрытия металлических частей зубных протезов.

В последнее время широкое распространение получили сплавы на основе титана. Это вызвано рядом его уникальных свойств. Титан — серебристый металл, не темнеющий со временем ни в атмосфере, ни в морской воде; на него не действуют кислоты и щелочи. Коррозионная стойкость титана превышает таковую у нержавеющей стали. При удельной массе почти такой же, как у алюминия, титан в 12 раз прочнее его и превосходит по прочности железо. В отличие от последнего титан не намагничивается, это такое свойство, как термостойкость (тем-

температура плавления — 1670°C) резко выделяет его среди других металлов. Стали с присадками титана обладают повышенной жаропрочностью и используются в космической и других технологиях. Соединения титана применяются в качестве катализаторов полимеризации мономеров, красителей, наполнителей высокомолекулярных соединений.

Многие из сплавов, созданных на основе титана, в медицине и стоматологии находят применение для хирургической практики. Титан — «металл хирургов». Он идет на изготовление внутрикостных, поднадкостничных и эндодонтоэноссальных имплантатов. Эти сплавы обладают хорошей биосовместимостью и инертностью.

В настоящее время сплавы титана используются для получения цельнолитых каркасов зубных протезов, а также мостовидных протезов с последующей обработкой и нанесением покрытия нитрида титана при нагревании в атмосфере азота или аммиака. Покрытие нитридом титана увеличивает твердость и придает эстетический вид — пленка имеет золотистый оттенок (температура плавления — 2950°C, твердость — 7—8 ед.; для сравнения: твердость алмаза — 10 ед., топаза — 8 ед.)

Наибольший интерес представляет применение сплавов титана для получения цельнолитых каркасов зубных протезов. Из всех сплавов наилучшими литейными свойствами, наряду с высокими показателями прочности (предел прочности на разрыв 686 МПа), обладает сплав марки BT5Л (титан, легированный алюминием). Линейная и объемная усадки при литье у сплава BT5Л составляют соответственно 0,8—1% и 3%, что близко к таковым для золотых сплавов. Каркасы, отлитые из этого сплава, при необходимости исправления могут быть подвергнуты аргоно-дуговой сварке.

Технология получения ортопедических конструкций из литейного титана следующая. К смоделированной по

обычной методике восковой модели протеза прикрепляется литниково-питающая система из штифтов диаметром 5—6 мм и устанавливается центральный питатель. Модели с питателями присоединяются к коллекторам блока литниковой системы. Для изготовления керамической формы используется электрокорунд на связке из этилсиликата. Общее количество слоев покрытия — 9. Каждый слой подвергается сушке в атмосфере аммиака. Затем блок моделей помещают в ванну для вытапливания воска.

Формы для литья прокаливают при температуре 1000°C и обрабатывают пироуглеродом (подаваемый в печь углеводород при высокой температуре в отсутствие кислорода разлагается и атомарный углерод пропитывает стенки керамической формы, предотвращая ее химическое взаимодействие с металлом). Формы, остывшие до температуры не выше 150°C, устанавливают в контейнер под заливку.

Плавку и литье титана проводят в вакуумно-дуговой гарниссажной литейной установке. Плавку ведут в графитовом тигле с гарниссажем (гарниссаж — слой металла, подвергаемого плавке, который покрывает внутреннюю поверхность тигля). Благодаря постоянному охлаждению тигля (водой) гарниссаж не расплавляется и защищает тигель от воздействия расплавленного металла.

После наплавления необходимого количества металла включается центробежная установка и расплавленный металл сливается в центральный металлоприемник контейнера с формами. Охлаждение контейнера проводится в вакууме или в среде аргона. Далее отливки механически отделяются от керамических оболочек, отрезаются от литниково-питающих систем и подвергаются пескоструйной обработке.

Обработка изделий из титана может быть осуществлена посредством:

- 1) механической шлифовки и полировки (по обычной методике);
- 2) электрополировки. Состав электролита: серная кислота — 60%, плавиковая кислота — 30%, глицерин — 10%. Деталь является анодом. Катод выполнен из графита. Плотность тока составляет 0,5—0,7 А/мм, напряжение — 24 В.

Выдерживание изделий из титана в атмосфере азота при температуре 850—950°C приводит к образованию на их поверхности золотистой пленки нитрида титана.

Кроме того, титан применяется для изготовления базисов съемных протезов при помощи метода сверхпластической формовки.

15.7.5. Изменения свойств сплавов на различных технологических этапах

Изготовление любого зубного протеза, ортопедического аппарата представляет собой сложный технологический процесс, в ходе которого материал подвергается различным механическим, термическим и химическим воздействиям. В результате в материале происходят сложные структурные превращения, изменяются физико-химические свойства. Знание механизма и сущности указанных процессов дает возможность управлять ими, регулировать и использовать в желаемом направлении.

Изменяя режим технологического процесса, можно из одного сплава получать изделия с различными свойствами. В свою очередь, изменение свойств сплавов приводит к необходимости изменения приемов работы с ними, например, при обработке резанием, штамповке и т.д. Наиболее заметные изменения структуры и физико-химических свойств сплавов наблюдаются при литье, обработке давлением, термической обработке, паянии.

Литье. Для изготовления литых деталей при изготовлении зубных протезов

используют различные материалы: сплавы на основе золота, нержавеющей сталь, кобальто-хромовые и др. Выбор материала в каждом конкретном случае определяется требованиями врача, предъявляемыми к готовой конструкции, а также прочностными и технологическими свойствами материала.

Физико-механические, химические и технологические свойства сплава определяются его составом, структурой и характером связи компонентов. Четкая структура сплава формируется при кристаллизации из расплава. Расплавленный металл заполняет литейную форму и постепенно затвердевает с образованием кристаллической решетки. Этому сопутствует некоторое уменьшение объема отливки или усадки.

Затвердевание всегда начинается с поверхности. Кристаллы растут и располагаются перпендикулярно к охлаждаемой поверхности. Скорость затвердевания в утолщенных местах отливки меньше, чем в тонких сечениях, где металл затвердевает раньше. Расплавленный металл оттягивается к участкам с более быстрой кристаллизацией и дает там более мелкокристаллическую структуру. В утолщенных местах образуется крупнозернистая структура. Вследствие недостатка металла в них могут образоваться усадочные раковины, возникающие обычно в верхней части отливки. Усадка металла может привести к внутренним напряжениям в отдельных частях отливки.

Усадочные раковины, внутренние напряжения, крупнозернистая структура сплава ухудшают механические показатели и антикоррозионные свойства. Борьба с этими нежелательными явлениями ведется в различных направлениях: 1) введение в состав сплава добавок, способствующих образованию мелкокристаллической структуры; 2) соблюдение температурного режима плавки и скорости охлаждения; 3) создание депо метал-

ла в питательных муфтах за пределами отливки.

Если в расплавленном состоянии сплав является однородным, то при кристаллизации в отдельных частях отливки или отдельных зернах его возникает неоднородность, ликвация. Она обусловлена тем, что кристаллизация компонентов сплава происходит неодинаково. В сплавах типа твердого раствора, к которым относятся сплавы золота, нержавеющей сталь, кобальто-хромовый сплав и др., один из наиболее тяжелых компонентов вследствие разности плотностей отделяется от основной массы, находящейся в жидком состоянии. Этот процесс зависит от скорости охлаждения и типа сплава.

Ликвацию можно уменьшить, понижая температуру нагрева, увеличивая скорость заливки металла и замедляя его охлаждение. Этому способствуют добавки к сплавам металлов, придающие им мелкокристаллическую структуру (никель для нержавеющей стали, молибден для кобальто-хромового сплава). Ликвация снижает прочностные свойства, уменьшает пластичность, снижает коррозионную стойкость сплава.

В процессе литья необходимо обеспечить удаление из литейной формы воздуха, влаги и газа, выделяющегося из жидкого металла. Для этого форма должна быть газопроницаемой. При недостаточном удалении газа в отливке образуются газовые раковины.

На свойства отливки большое влияние оказывает температурный режим, при котором происходит плавка. Каждый металл или сплав имеет определенную точку плавления. При литье допускается некоторый перегрев металла, однако температура не должна превышать 100—150°C. В этом температурном режиме металл имеет повышенную жидкотекучесть. Дальнейшее увеличение нагрева приведет к значительному поглощению газов и в последующем к образованию

газовых раковин. Структура металла получится более прочной, если плавка ведется быстро, без перегрева металла. При медленной плавке происходит выгорание (вследствие окисления) компонентов, имеющих более низкую точку плавления. Это приводит к изменению сплава.

Для предупреждения образования внутренних напряжений, трещин рекомендуется охлаждение отливок проводить медленно. Это особенно важно для деталей сложных конфигураций. Для снятия внутренних напряжений, получения мелкозернистой структуры и улучшения механических свойств отливки можно подвергать термообработке. Этот процесс для сталей заключается в медленном нагреве отливки в муфельной печи до температуры около 800°C, выдерживании в нагретом состоянии, медленном охлаждении до 400—450°C и последующем остывании на воздухе.

Физико-механические характеристики сплавов в определенной степени зависят от содержания в них углерода. Однако не все методы плавки позволяют сохранить его стабильное содержание. Так, при плавке открытым пламенем электродугой или ацетилен-кислородным пламенем содержание углерода в сплавах может повыситься до 0,4% сверх нормы, что приводит к повышению хрупкости и твердости. Стабильность в содержании углерода наблюдается при плавке в высокочастотных установках, которым следует отдавать предпочтение.

Обработка металлических сплавов давлением. Обработка давлением возможна для металлов, обладающих пластичностью. Она основана на свойстве изменять первоначальную форму под действием внешних сил без разрушения и сохранять новую форму после снятия нагрузки. Обработку давлением обычно проводят для получения из заготовок изделий более сложной формы. К обработке металлов

давлением относятсяковка, штамповка, прокатка, вытяжка и др.

Ковкой называют процесс последовательной деформации металла под ударами молота, совершающего возвратно-поступательные движения, при этом изменение формы изделия не ограничивается какими-либо строгими пределами. Так, некоторые детали зубных протезов или вспомогательные приспособления из металла могут подвергаться ковке на зуботехнической наковальне ударами молотка.

Штамповка отличается отковки тем, что деформируемый металл придавливается к стенкам заранее приготовленной формы, при этом форма полностью и точно определяет конфигурацию изготавливаемого изделия. В зуботехнических лабораториях методами наружной и внутренней штамповки изготавливают гильзы, коронки, каппы и другие части съемных и несъемных протезов.

Прокаткой называют процесс обжатия металла двумя вращающимися валками прокатного устройства. Прокаткой в промышленности изготавливают листы, трубы, рельсы и т.п. В зубопротезной практике используют прокатные валцы для получения изделий плоского профиля из металлических слитков.

Волочение представляет собой процесс протягивания металлического прутка через отверстие в матрице, имеющее меньший размер поперечного сечения, чем аналогичный размер исходного прутка. Волочение используют для получения проволоки разных сечений.

Пластическая деформация металлов вызывает сложный процесс структурной перестройки. В кристаллических зернах происходят сдвиги в связи с пластическим смещением отдельных кристаллов. Зерна могут дробиться на более мелкие части, поворачиваться и вытягиваться; возникают взаимные смещения зерен.

Деформируемый металл, оставаясь постоянным в объеме, течет в сторону

наименьшего сопротивления. Течение металла начинается в то время, когда напряжения в плоскости сдвига достигают определенных для данного металла величин, зависящих от свойств металла и условий деформации (например, холодный или горячий металл). Холодная пластическая деформация сопровождается образованием волокнистой микроструктуры металла, кристаллические зерна выглядят вытянутыми.

Физико-механические свойства металла при этом изменяются: увеличивается твердость, прочность, резко снижается пластичность. Такое состояние носит название наклеп. Наклеп при холодной обработке давлением не позволяет производить дальнейшую деформацию металла во избежание его разрушения.

Перечисленные виды пластической деформации и наклеп, сопровождающий эти процессы, используют в ряде случаев для упрочнения металлических изделий наряду с цементацией (насыщение поверхности изделий углеродом), азотированием (насыщение азотом), цианированием (насыщение азотом и углеродом), хромированием и т.д.

Термическая обработка. Термическая обработка сплавов проводится с целью изменения их структуры и свойств в желаемом направлении. Термическая обработка обычно состоит из нагрева до определенной температуры, выдержки нагретого металла при этой температуре и охлаждения.

В основе термической обработки лежат сложные процессы внутрискруктурных преобразований. Так, при нагревании стали выше 730°C ее структура начнет превращаться в аустенитную. При различных скоростях охлаждения можно получить стали с различными физико-механическими свойствами и структурами: очень твердые (мартенсит), умеренно твердые (троосит и сорбит) и относительно мягкие (перлит). Основное отли-

чие этих структур заключается в характере связи углерода с железом и другими компонентами (карбиды, твердый раствор, смешанные формы).

Термическую обработку применяют также для устранения наклепа, возникающего в процессе обработки сплавов давлением (ковка, штамповка, прокатка, волочение и т.п.). В этом случае при определенных режимах нагрева происходит процесс восстановления деформированной кристаллической структуры сплава или его рекристаллизация. В сплаве исчезают внутренние напряжения, искажения кристаллической решетки, восстанавливаются физико-механические свойства (М.Т.Александров и А.А.Александров).

Основными видами термической обработки сплавов являются отжиг и закалка.

Отжиг. Этот процесс используют для придания сплавам пластичности, уменьшения внутренних напряжений и твердости. Сталь нагревают до температуры Ю5(°)С, при которой формируется аустенитная структура, выдерживают при этой температуре и фиксируют аустенитную структуру охлаждением. Аустенитная структура обладает физико-механическими свойствами, необходимыми для стали, используемой для зуботехнических работ.

В зубопротезных лабораториях отжиг используют для снятия наклепа при работе со сталью и золотыми сплавами. Для отжига золотых сплавов нагрев ведут до появления красного цвета (около 700°С). Далее выдерживают при этой температуре и медленно охлаждают на воздухе.

Закалка. Закалка — один из основных способов упрочнения изделий из стали. Нагревают сталь так же, как и при отжиге, однако охлаждают быстро. Сталь получает твердую и прочную структуру, называемую закалочной. В зависимости от скорости охлаждения показатель твердости может заметно колебаться. Для при-

дания закаленным изделиям вновь пластичности и вязкости их нагревают при температурном интервале от 200 до 700°С, выдерживают и охлаждают. Этот процесс носит название отпуск. В зубо-технической практике закалкой и отпуском пользуются редко.

15.7.6. Физико-механические и токсико-гигиенические характеристики конструкционных материалов магнитных фиксаторов

Для применения магнитов в зубных протезах особенно важно, что при небольших размерах (в пределах миллиметров) самарий-кобальтовые магниты обладают высокими магнитными свойствами (Gillings B., 1984, 1993; Vardimon A. et al., 1987), которые не изменяются со временем (Darendeliev M. et al., 1997), а также при тепловой обработке до 200°С (Highton R. et al., 1986; Gillings B., 1990; Akaltan R, Can G., 1995; Petropoulos et al., 1997). Коэффициент термического расширения самарий-кобальтового сплава схож с коэффициентом термического расширения обычных стоматологических сплавов (Keiichiro S., Yuho H., 1994). Поскольку изготовление самарий-кобальтового сплава в клинических условиях невозможно, необходима подготовка стандартных образцов, которые в дальнейшем будут использованы в клинике (Maroso D. et al., 1984).

Однако самарий-кобальтовый сплав не является биологически инертным, так как он выделяет микроэлементы кобальта в ротовую жидкость с последующим накоплением их в различных органах и тканях организма. Кобальт вызывает аллергические поражения слизистой оболочки полости рта у лиц, имеющих протезы из хромокобальтового сплава, а также оказывает общетоксическое действие на организм (Гожая Л.Д., 1988; Орджоникидзе Е.К., Роцин А.В., 1991; Stenberg T., 1982; Michel R. et al., 1987;

Leonard A., Lauweiy R., 1990; Lison D., 1996). Кроме того, редкоземельные магниты отличаются хрупкостью, что часто приводит к их разрушению в процессе обработки, а также низкой стойкостью к действию коррозии. Функция магнита и, в частности, его коэрцитивная сила быстро снижается с началом коррозии магнита, сила фиксации ослабевает (Vrijhoef M. et al., 1987; Drago C., 1991). Исследования B.Gillings (1988) показали коррозионные изменения магнита весом 5 мг и диаметром 3 мм, которые проявились в 1/1000 поглощении металла от максимальной дозы. R.Cerny (1981), B.Gillings, S.Loke (1983) проводили исследования коррозионной стойкости магнита *in vitro*, в ходе которых установлено усиливающее снижение мощности магнита.

T.Nakano и соавт. (1989) сравнивали коррозионную стойкость самарий-кобальтового магнита без покрытия, с покрытием из нержавеющей стали и платинового магнита (содержит 33—47 атомных процентов платины и железа). Образцы каждого магнита подвергались коррозии в течение 72 ч при 37°C в следующих растворах: 1% растворе NaCl, 0,05% HCl; 1% — молочной кислоты; 0,1% — NaS и искусственной слюне. Результаты исследований показывают, что объем растворенных ионов самарий-кобальтового магнита без покрытия очень высок. Количество ионов, выделенных из платинового магнита и используемой в качестве покрытия нержавеющей стали, не превышает 2 мкм/см² (исчезающе малое количество). C.J.Drago (1991) наблюдал 25 пациентов, которые пользовались съемными протезами с 60 самарий-кобальтовыми магнитами. Была выявлена коррозия 41,7% магнитных фиксаторов.

В связи с этим применение постоянных магнитов, изготовленных из самарий-кобальтовых сплавов, предусматривает нанесение на их поверхность анти-

коррозионного покрытия, предотвращающего непосредственный контакт магнита с биологическими средами. R.Connor, S.Svore (1977), И.А.Мовшович, В.Л.Виленский (1978) предлагали покрывать магниты тефлоном. H.Tsutsui (1979) предложил хромирование самарий-кобальтовых магнитов. Н.М.Кривов (1989), B.Gillings (1984) контактную поверхность магнитного элемента покрывали нержавеющей сталью. R.Cerny (1981) рекомендовал использовать в качестве защитного покрытия золотую фольгу толщиной 0,2 мм. H.Sasaki (1985), S.Ishikawa (1993), F.Akaltan (1995), J.Noar (1996) изолировали магнит от контакта со средой полости рта с помощью акриловой пластмассы «M&k dental Jena» (1997) в конструкцию магнита включили керамическую оболочку. Matusi и соавт. (1997) предложили использовать платиновый магнит, содержащий 33—47 атомных процентов платины и металл группы железа, без оболочки. В настоящее время в магнитохирургии в качестве антикоррозионного покрытия используют медикотехнические полимеры, титан и его сплавы (Лубашевский В.Т. и др., 1984).

Благодаря своим физико-химическим и механическим свойствам титан и его сплавы находят все более широкое применение в ортопедической стоматологии. Это объясняется удачным сочетанием свойств, превосходящих во многих случаях свойства нержавеющей сталей и КХС (Рогожников Г.И., Немировский М.Б. и др., 1991).

Чистый титан — очень пластичный материал (способный изменять свою форму, не разрушаясь), более упругий, чем сталь. Он обладает хорошей вязкостью, т.е. противостоит воздействию ударов. Важный показатель любого металла — предел текучести, и чем он выше, тем лучше материал сопротивляется износу. У титана предел текучести в 2,5 раза выше, чем у железа. Высока удельная проч-

ность (отношение предела прочности к удельному весу) титана, хотя вес его в 2 раза меньше веса стали, нагрузки они выдерживают одинаковые (Зайка А.И. и др., 1989; Миргазизов М.З. и др., 1991; Рогожников Г.И. и др., 1991, 1994, 1997).

Магнитные свойства титана выражены слабо, это практически немагнитный металл, благодаря этому свойству возможно использование физио- и рентгенотерапии для лечения больных, в организме которых имеются титановые конструкции (Глазунов СП, Моисеев В.Н., 1974).

На базе кафедры ортопедической стоматологии Пермской государственной медицинской академии (ПГМА) группой ученых были проведены клинические исследования по обоснованию применения титана и его сплавов в клинике ортопедической стоматологии для изготовления зубных протезов (Сочнев В.Л., 1994; Суворина Е.В., 1994; Летягина Р.А., 1995; Асташина Н.Б., 1996; Рогожников Г.И. и др., 1997).

Для токсико-гигиенической оценки сплавов титана марки BT5Л и BT 1-00 проводились исследования на белых крысах, которым были имплантированы титановые пластины. Токсико-гигиенические исследования проводили через 1, 2 и 3 мес. от начала эксперимента, они включали гематологические, химические и биохимические исследования сыворотки крови. Результаты комплексных исследований животных показали, что сплавы титана обладают хорошей резистентностью, высокой тканевой совместимостью, не оказывают неблагоприятного воздействия на процессы заживления тканей вокруг имплантатов (Рогожников Г.И. и др., 1997).

О высокой биосовместимости титана можно судить по многочисленным положительным результатам, полученным при использовании титановых имплантатов как в общей хирургической практике, так и в ортопедической стоматологии (Суров О.М., 1993; Рогожников Г.И., Летягина Р.А. и др., 1995; Штемман Х., 1998; Hansson H., Albrechtsson T., Bräne-mark P.-J., 1983; Gillings B. et al., 1987; Petropoulos V. et al., 1997). Высокая коррозионная устойчивость титана объясняется тем, что титан химически очень легко соединяется с кислородом, т.е. оксидирует. Пассивирующая окисная пленка на поверхности титана исключает непосредственный контакт металла с электролитами, защищая его от коррозии (Рогожников Г.И., Немировский Н.М. и др., 1993).

Исследованиями установлено, что в качестве конструкционного материала наилучшими являются сплавы титана марок BT5Л и BT 1-00, которые были разрешены для внедрения в практическое здравоохранение в 1982 г. Всероссийским научно-исследовательским испытательным институтом медицинской техники.

Таким образом, анализ отечественной и зарубежной литературы свидетельствует о том, что использование постоянных магнитов с целью фиксации съемных пластиночных протезов обеспечивает повышение функциональной ценности конструкций, сокращение периода адаптации, сохранение корней зубов, передачу жевательного давления более естественным путем, замедление атрофии альвеолярного отростка и придает высокую эстетичность такому зубному протезу.

ГЛАВА 16. ВСПОМОГАТЕЛЬНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Вспомогательными называются материалы, используемые на различных этапах изготовления зубных протезов, но не составляющие саму их конструкцию.

Вспомогательные материалы можно разделить на:

1. Оттисковые материалы.
2. Гипс.
3. Изолирующие материалы, лаки.
4. Базисные воска.
5. Абразивные и полировочные материалы.
6. Средства для проверки артикуляции и окклюзии.

16.1. ОТТИСКНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Для изготовления любой конструкции необходимо получение оттиска.

Оттиском называется негативное изображение тканей протезного ложа. Для того чтобы получить оттиск, необходимо иметь различные оттисковые материалы. Между качеством протеза и качеством оттиска, по которому он изготавливается, существует тесная связь. Как бы тщательно ни были проведены все другие этапы протезирования, протез не будет удовлетворять предъявленным к нему требованиям, если оттиск, по которому он изготовлен, был неполноценным. Вот почему так тщательно разрабатываются методики получения оттисков, различные при разных видах протезов.

Качество оттисковых материалов, их способность давать точные оттиски в различных условиях полости рта также

возрастают. Однако практика показывает, что поиски идеального оттискового материала пока безрезультатны. И надо думать, что сама постановка этой задачи нереальна. Ибо попытка создать универсальный оттисковый материал делается без учета всего огромного разнообразия условий протезирования: общего состояния больного, его индивидуальной чувствительности к снятию описки, возраста, характера дефектов, деформации, состояния носового дыхания, формы, положения и взаимоотношения зубов, их статики, степени податливости слизистой оболочки протезного ложа у разных людей и на различных участках одной и той же челюсти, характера складок и т.д. Эти обстоятельства требуют изыскания и применения материалов с различными свойствами. Поэтому для получения оттисков при различных условиях в полости рта необходимо иметь достаточный ассортимент оттисковых материалов и, что самое главное, правильно выбирать их в каждом конкретном случае и применять методику, которая обеспечила бы желаемый результат.

В последние годы медицинская промышленность успешно работает над созданием новых оттисковых масс. Некоторые из них уже применяются в практике протезирования, другие подготовлены к производству и подвергаются в настоящее время испытаниям в лабораториях и клиниках ортопедической стоматологии.

Все оттисковые материалы можно разделить на 3 группы:

I. Кристаллизирующиеся:

Цинкоксидэвгеноловые (дентол);

II. Эластичные:

1. Гидроколлоидные массы:

Круглякова,

«Дубля га»,

2. Альгинатные:

Гелтрей, Стомальгин-

02,

3. Силиконовые:

Сиэласт,

4. Тиоколовые:

Тиодент;

III. Термопластичные:

Термопластичные массы N1, N2, N3,

Стене,

Акродент,

Ортокор,

Дентафоль.

16.1.1. Кристаллизирующиеся

материалы

Дентол. История создания структурирующихся цинкоксидэвгенольных систем восходит к 1880-м годам. Впервые структурирующийся материал, на основе окиси цинка и гвоздичного масла, был предложен для стоматологических целей в 1887 г. Однако эти материалы применялись для пломбировочных целей. Цинкоксидэвгенольный оттисковый материал был описан в 1934 г. Ross, а в 1935 г. стоматологическая фирма Kerr (США) начала выпускать оттисковой материал — пасту Kelly.

В СССР цинкоксидэвгенольный материал был разработан инженерами-химиками Харьковского завода зубоорудовых материалов в 1962 г. и получил название «Дентол». Выпускается в коробке, где находятся две тубы с пастами розового и белого цветов, инструкция по применению и ключи для выдавливания паст из туб.

Цинкоксидэвгенольные оттисковые материалы представляют собой напол-

ненные компаунды на основе структурирующейся системы окись цинка—эвгенол. В состав материала входят следующие основные компоненты: окись цинка, эвгенол, наполнители, ускоритель структурирования, канифоль, бальзам для ослабления раздражающего действия эвгенола, пластификатор и красители.

Ускорители — ацетат цинка (1,5—2%).

Наполнители — тальк, каолин, мел.

Канифоль — обеспечивает необходимую консистенцию пасты, уменьшает липкость ее и является ускорителем структурирования.

Пластификаторы — лучшим пластификатором является вазелиновое масло.

Корректирующие вещества — мятное масло.

В связи с тем, что эвгенол довольно дорог, его стали заменять гваяколом.

Дентол — высококачественный оттисковой материал. Он обладает высокой пластичностью и является практически безвредным. Благодаря своим свойствам дентол дает возможность снять очень точные оттиски не только с мягких тканей, но и с зубов, а некоторая его эластичность позволяет при выведении оттиска из полости рта избежать отяжек и искажений.

Основное назначение дентола — получение оттисков с беззубых челюстей. Оттиски высокого качества из дентола можно снимать только на жестких индивидуальных ложках при небольшой толщине (2—3 мм) оттискового материала.

Оттисковую массу из дентола готовят, смешивая белую и розовую пасты. На стеклянную пластинку выдавливают из обеих туб ровные по объему количества паст и в течение 0,5—1 мин тщательно их перемешивают плоским шпателем до образования однородной окраски. Приготовленную пасту наносят тонким слоем на ложку-базис и фиксируют на челюсти. Консистенция ее позволяет снимать компрессионные и разгружаю-

щие оттиски в зависимости от времени, прошедшего от начала замешивания массы до введения в полость рта.

Иногда дентол вызывает ощущение легкого жжения на соприкасающейся с ним поверхности слизистой оболочки, но после удаления оттиска эти ощущения исчезают. Оттиск структурируется в полости рта за 2—5 мин, после чего его удаляют. Время отвердевания зависит от температуры пасты и окружающей среды, количества белой пасты и влажности. При повышении температуры, увеличении количества белой пасты и влажности скорость структурирования увеличивается.

Дентол обладает одним очень хорошим свойством. Если на отвердевшую уже поверхность оттиска из дентола нанести вновь замешанную пасту, то при затвердевании она хорошо соединяется с первоначальным слоем. Это его качество с успехом используют для получения функционально-присасывающихся оттисков. Для этого на протяжении всего края снятого обычным способом дентолового оттиска наносят новый слой пасты шириной 2—5 мм и толщиной 1—3 мм. Оттиск вновь вводят в полость рта, прижимают к челюсти, после чего функционально оформляют его края. При такой методике вновь нанесенный слой дентола несколько сдавливает слизистую оболочку в области клапанной зоны, в результате чего эффект функционального присасывания значительно возрастает.

Оттиск может храниться длительное время, не изменяясь по объему и конфигурации. Гипсовую модель отливают обычным способом. Удаление оттиска с модели обеспечивается предварительным подогреванием его (2—3 мин) в теплой воде. Необходимо отметить, что более продолжительное нахождение модели с оттиском в теплой воде недопустимо, так как оттиск становится клейким и плохо отделяется от модели.

В настоящее время выпускается большое количество цинкокси-эвгепольных оттискных материалов в разных странах: Kelly (Kerr, Италия), «Реалин» (Стома, Украина), «Репин» (Дентал, Чехия), «Дендия паста» (Голландия), «Рapid потти софт» (Австрия), «Колтекс», «Лас-тин» (Колтен, Германия) и др. Однако при работе с этими материалами необходимо также придерживаться правил, описанных выше, как и при работе с дентолом.

16.1.2. Эластичные оттискные материалы

Гидроколлоидные оттискные массы

Слово «коллоид» в переводе с греческого означает клей. По данным М.М.Тернера и соавт., гидроколлоидные массы представляют собой коллоидные эластичные композиции на основе агара морских водорослей. Эти массы при нагревании становятся пластичными, а при остывании вновь приобретают эластичные свойства. Для придания большей прочности в состав оттискной массы вводят такие наполнители, как ацетат целлюлозы, каучук, воск, окись цинка и другие, а для предотвращения образования плесени — бензонафтол, хинозол и др. Кроме этого добавляют отдушки (ментол, эфирные эссенции).

Масса Круглякова

В 1940 г. Кругляков предложил агаровую гидроколлоидную массу, названную его именем. Масса эта выпускалась в металлических гильзах с поршнями в студенистом состоянии. Для получения оттисков нужно гильзу поместить на 10—15 мин в кипящую воду, после чего охладить в теплой воде до температуры 45°C и потом выдавить на ложку. Время затвердевания массы составляет 7 мин. Выводить оттиск нужно не за ручку ложки, а за края выступающей массы. Кругляков рекомендовал отливать модель не позднее чем через 5—10 мин после снятия

оттиска. Чтобы оттиск не продавить до слизистой оболочки, автор на индивидуальной ложке делал 3 конусовидных выступа высотой 1 мм, которые при снятии оттиска ограничивают степень сближения ложки со слизистой оболочкой. При снятии оттиска на нижней челюсти, чтобы отодвинуть мягкие ткани дна полости рта, автор рекомендует специально удлинять края индивидуальной ложки с язычной стороны.

В России гидроколлоидные массы для получения оттисков не применяются, их используют только для дублирования моделей. За рубежом (в частности, в Японии) эти массы применяют при изготовлении коронок.

Гелины

Как известно, при изготовлении бюгельных протезов или литых металлических базисов при полном съемном протезировании необходимо дублирование моделей. Для этих целей разработан эластичный материал на основе агар-агара, который получил название «Дубляга».

Основное назначение «Дубляги» — дублирование моделей из огнеупорных материалов «Кристасил» и «Бюгелит» при изготовлении бюгельных протезов. Как известно, при изготовлении бюгельных протезов сначала отливается модель из гипса, после параллелометрии модели и замоделирования поднутрений возникает необходимость в дублировании ее.

Таблица 16.1

Состав агарового оттискового материала	Вес, %
Агар-агар	7
Триэтиленгликоль	10
Полиэтиленгликоль	5
Бура	1
Сульфат калия	1
Сегнетова соль	3
Вода	73

Дублируют модели при помощи «Дубляги» в специальных кюветах.

В настоящее время выпускаются гидроколлоидные массы «Гелин» (Россия), «Кастогель» и «Виродубль» (Бего, Германия). При работе с ними необходимо строго придерживаться инструкции фирмы-изготовителя.

Альгинатные оттисковые материалы

Появление зарубежных структурирующих альгинатных оттисковых материалов относится к началу 1940-х гг. Эти материалы завоевали прочное место в стоматологической практике и почти полностью вытеснили гипс как оттисковый материал. Исключительно большое разнообразие альгинатных материалов свидетельствует о большом их практическом значении.

Альгинатные оттисковые материалы должны иметь следующие свойства:

1. Прочность на разрыв — не менее 3 кг/см².
2. Остаточная деформация — не более 3%.
3. Оттиск должен воспроизводить рельеф поверхности с погрешностью не более 10 мк.
4. Оттиск не должен совмещаться с гипсом.
5. Усадка в течение 15—20 мин не должна превышать 0,15%.
6. Время структурирования — 5—6 мин при температуре 37°C.

К достоинству альгинатных оттисковых материалов необходимо отнести высокую эластичность, позволяющую снимать оттиски при наличии поднутрений, хорошее воспроизведение рельефа мягких и твердых тканей полости рта, простоту применения. Основными недостатками этих материалов можно считать отсутствие адгезии к оттисковой ложке и значительную усадку во времени в результате потери воды и явления синерезиса.

Состав. По данным М.М.Гернера и соавт., альгинатные оттисковые материалы представляют собой наполненные структурирующие системы альгината натрия — сшивагент. В состав альгинатной композиции должны входить следующие основные компоненты: альгинат одновалентного катиона, сшивагент, регулятор скорости структурирования, наполнители, индикаторы и корректирующие цвет и вкус вещества.

Альгинат натрия — основной компонент оттискового материала — представляет собой натриевую соль альгиновой кислоты — природного полимера — ману-роновой кислоты. В качестве сшивагента альгинатные композиции содержат соли кальция, бария, свинца или порошкообразные чистые металлы — сурьму, висмут.

В качестве регулятора скорости применяются карбонат натрия и тринатрийфосфат (Na_2CO_3 , Na_3PO_4). В качестве индикатора применяется фенолфталеин, а в качестве наполнителей — диатомиты, белая сажа (SiO_2), олефино- и аминогидроксиды кремнеземы и осажденный карбонат кальция.

Стомальгин

Порошок белого цвета. При смешивании с водой в определенном соотношении образуется масса, пригодная для получения точных оттисков различных твердых и мягких поверхностей.

Чтобы получить оттиск со всей челюсти, 20 г порошка тщательно перемешивают с 40 мл воды в резиновой колбе в течение 1 — 1,5 мин. Быстрота структурирования стомальгина зависит от температуры воды и порошка. При температуре 18—20°C время структурирования — 4—6 мин. При более низкой температуре оно значительно удлиняется, при более высокой — сокращается.

Спектр применения альгинатных оттисковых материалов обширен, однако их с успехом применяют и при изготовле-

нии полных съемных протезов. Их используют для получения анатомических оттисков для моделей, по которым изготавливают ложки-базисы, для получения разгружающих оттисков при наличии «болтающегося гребня» и т.д.

Наряду с положительными свойствами стомальгин обладает некоторыми недостатками. Главные из них — это применение перфорированной ложки, а также необходимость немедленной отливки моделей в связи с тем, что этот материал обладает усадкой во времени.

Следует отметить, что при пользовании любым из альгинатных материалов модели необходимо отливать сразу же после снятия оттисков, так как через 20—30 мин альгинатные материалы дают уже недопустимую усадку. Если нет возможности сразу отлить модель, то процесс усадки можно задержать на 1 — 1,5 ч, окутав альгинатный оттиск несколькими слоями марли, смоченной водой.

Необходимо обратить особое внимание на одно очень неприятное свойство всех альгинатных материалов, которое получило название синерезис. Синерезис — это выделение жидкости из оттиска, в результате чего разрыхляется поверхностный слой гипса на модели. Во избежание этого альгинатные оттиски перед отливкой модели необходимо опускать на 5 мин в 3% раствор алюмокалиевых квасцов, которые являются дубящими веществами.

В настоящее время получение оттисков альгинатными материалами стало широко распространенным клиническим этапом при изготовлении практически всех видов зубных протезов. Это связано с рядом существенных преимуществ этих стоматологических материалов:

1. Альгинаты легко смешивать и ими легко манипулировать.
2. Требуется минимальное оснащение рабочего места (резиновая колба и шпатель).

3. Затвердевший оттиск очень эластичен и легко выводится из рта.

4. Альгинатные оттиски имеют достаточную точность.

5. Альгинатные оттисковые массы имеют низкую себестоимость.

6. Альгинатные массы легко переносятся пациентами.

В 2001 г. на ЗАО «Стомадент» (Московская область) был разработан и стал выпускаться первый отечественный альгинатный материал «Гелтрей». В последние годы на российском стоматологическом рынке появилось большое число различных импортных альгинатных материалов, при этом практически в каждой аннотации к ним указано, что данный материал является самым точным, эластичным, практически не деформируемым при выведении из полости рта, что далеко не всегда соответствует истине.

Сотрудниками кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ А.В.Годзь, В.А.ГТаруновым и др. проведены исследования основных физико-механических свойств 9 альгинатных оттисковых материалов. Были изучены основные физико-механические свойства (восстановление после деформации, деформация сжатия, прочность при сжатии) следующих альгинатных оттисковых материалов: «Гелтрей» (Россия), «Unichgom» (Италия), «Alginmax» (Италия), «Oralglin» (Италия), «Protesil» (Италия), «Orthoalgin» (Англия), «Empress» (Англия), «Palgaflex» (Германия), «Alginoplast» (Германия). Кроме того, оценивали органолептические свойства материалов, совместимость с гипсом и точность воспроизведения непрерывной линии толщиной 50 мкм. Для материала «Гелтрей» определяли прочностные показатели при 5 различных соотношениях порошка и воды (стандартное соотношение 7 г порошка и 19 мл воды, 21 мл воды, 23 мл, 25 мл и 27 мл воды), для остальных масс соотношение было стандартным в соот-

ветствии с инструкцией. Физико-механические испытания проводили в строгом соответствии с требованиями стандарта ИСО 1563—78 «Стоматологические альгинатные слепочные материалы». Наилучшие результаты, с учетом органолептических свойств, показали «Гелтрей» (Россия) и «Orthoalgin» (Англия). Разбавление материала «Гелтрей» при смешивании с водой более чем в 1,5 раза сопровождается резким падением прочности при сжатии, что может приводить к получению некачественного оттиска. Предельно допустимое соотношение для материала Гелтрей: 7 г порошка и 25 мл воды.

Тиоколовые (полисульфидные) оттисковые материалы

Тиоколовыми называются серосодержащие оттисковые массы. Они представляют собой наполненные компаунды, в состав которых входят полисульфидный каучук, наполнитель, сера, пластификатор, катализатор и корректирующие запахи вещества. Тиоколы представляют собой полимеры, макромолекулы которых имеют высокоактивные концевые группы.

Тиодент-М

Тиодент — оттисковый материал на основе тиоколовых полимеров, является полностью безвкусным, что позволяет хранить оттиски длительное время.

Тиодент состоит из двух паст (белой и коричневой), помещенных в тубы. Высокая пластичность материала до вулканизации и эластичность оттиска позволяют получать оттиски высокой точности, отображающие рельеф твердых и мягких тканей полости рта. По нашим данным, этот материал рекомендуется применять в тех случаях, где требуется небольшое количество массы и достаточное давление.

Способ применения

С помощью шпателя на стекле смешивают белую и коричневую пасты в соотношении 1:1. Пасту быстро и тщательно

перемешивают до получения однородной консистенции коричневой окраски.

Качественный оттиск с помощью Тиодента можно получить только при достаточном давлении. Для этого необходимо применять жесткие ложки и небольшое количество оттискного материала. В полости рта оттиск выдерживается в течение 5—7 мин, а затем выводится.

Отливка модели по оттиску производится обычным путем. Применяя Тиодент для получения оттисков с беззубых челюстей или при наличии одиноко стоящих зубов, для перебазирования протезов и других подобных целей, необходимо брать большее количество пасты белого цвета. Для этого следует на одно деление коричневой пасты взять большое и малое деление белой пасты. При этом материал получится более жидкой консистенции, что целесообразно при получении оттисков с больших площадей.

На скорость вулканизации оттиска в полости рта влияют температура и особенно влажность воздуха. Для ускорения процесса вулканизации необходимо добавить к массе во время замешивания несколько капель воды. Модели по тиодентовому оттиску отливаются обычным способом. Оттиск легко отделяется от модели.

Следует отметить, что все тиоколовые материалы обладают одним недостатком: в их состав входит сера, а она имеет очень неприятный запах, который никакими отдушками не уничтожается. Кроме того, если тиоколовые и силиконовые материалы состоят из пасты и жидкости-катализатора, то через 3,5 ч они дают небольшую усадку (0,19%). Если же они состоят из основной пасты и пасты-катализатора, то являются безусадочными. В нашей стране известны «КОЕ-ФЛЕКС» (США) и «Пермапласт» (Германия).

Полиэфирные материалы

Эти материалы появились в Германии в конце 1960-х гг. Для них характерны

2 недостатка: оттиск получается довольно жестким и гигроскопичным. Представителями полиэфирных материалов являются «IMPREGUM» (ESPE, Германия) и «Poligel» (Caulk, США).

Полиэфирные материалы были разработаны специально для стоматологии. Отверждение происходит в результате реакции аминных концевых групп. В результате реакции не выделяются побочные продукты, что является одной из причин хорошей размерной стабильности материала. Однако при хранении материал имеет склонность к поглощению воды, и поэтому его надо хранить в сухих условиях; его не следует помещать в тот же контейнер или пакет, в котором обычно хранят оттиски из альгинатов.

Полиэфирные материалы выпускают в виде двух паст: основной (содержит полиэфир, пластификатор и коллоидальный оксид кремния — наполнитель) и активаторной, содержащей ароматический сульфоновый эфир, пластификатор и наполнитель.

Силиконовые оттискные материалы

Силиконовые оттискные материалы представляют собой наполненные компаунды холодной вулканизации. В состав компаунда входят каучук СКТН — линейный полидиметилсилоксан, наполнители — белая сажа, диатомит, окись цинка, пластификатор (вазелиновое масло), вещества, корректирующие вкус и цвет (мятное масло), сшивагент и катализатор. Силиконовые оттискные материалы выпускают в виде отдельно хранимых паст и жидкостей.

Оттискные материалы этой группы нашли широкое применение в современной ортопедической стоматологии. Они обладают рядом преимуществ: большая механическая прочность, отсутствие усадки, возможность сохранения оттиска в течение длительного времени и др. Основой этих материалов является полиме-

тилсилоксан с активными концевыми гидроксильными группами в зависимости от типа химической реакции холодной вулканизации, при которой происходит сшивка макромолекул.

Силиконовые материалы разделяют на две группы: *полимеризационные* и *поликонденсационные*. К первой группе относятся материалы, у которых происходит сшивка макромолекул без образования побочных низкомолекулярных продуктов реакции. Им свойственна большая точность и меньшая усадка. Ко второй группе принадлежат материалы, при конструировании которых происходит реакция поликонденсации, сопровождающаяся выделением низкомолекулярных побочных продуктов.

Кроме линейного полидиметилсилоксана в состав композиции холодной вулканизации входят вулканизирующий агент (сшивагент, катализатор), корректирующие вкус и запах вещества, окислы металлов (олова) и наполнители (белая сажа, диатомит). При получении оттиска с помощью силиконовых оттисковых материалов проявляются следующие их положительные свойства: они нетоксичны, технологичны, позволяют создавать компаунды холодного отверждения с широким спектром свойств — высокой эластичностью, теплостойкостью и безусадочностью. Силиконовые материалы отличаются от аналогичных высокой прочностью, большим постоянством размеров, высокой оттисковой способностью и эластичностью.

Силиконовые оттиски не лишены недостатков. При длительном хранении они подвергаются самополимеризации, и, в конечном счете, становятся непригодными. Второй недостаток — плохая прилипаемость к оттисковой ложке.

В зависимости от консистенции силиконовые оттисковые материалы разделяются на два типа: I — материал жидкой консистенции и II — материал тестооб-

разной консистенции. I тип используется для второго (корректирующего) слоя, II тип — для первого (ориентировочного) слоя двухслойного оттиска. Отечественная промышленность и зарубежные фирмы выпускают широкий ассортимент силиконовых оттисковых материалов — «Alfasil», «Verone» (Англия), «Exaflex», «Exmix», «Dentaflex» (Словакия), «Knet» (Германия), «Koltoflex» (Швейцария), «Сизласт» (Украина), «Силлит» (Россия), «Provil», «Xantopren», «Optosil II», «Formasil II», «Dedyflex», «Sicoform», «Planusel» (Германия), «DL», «Sil21» (Голландия) и др.

Производятся одно- и двухкомпонентные силиконовые материалы. Наиболее распространены в клиниках нашей страны «Сизласт К» (см. рис. 16.1), «Оптосил», «Экзафлекс», «Dentaflex», «Xantopren» и др.

Одним из лучших образцов силиконовых оттисковых материалов является японский материал «Экзафлекс» на основе винилсилоксанового каучука, разработанный в результате исследований кремний-содержащих соединений. Масса более проста в обращении, обладает хорошими свойствами при снятии оттисков и отличается повышенной размерной стабильностью. Масса состоит из двух компонентов: силиконовой основы, имеющей водородную группу, и силиконового катализатора с виниловой группой. Высокоэластичный силоксановый каучук получают посредством полимеризации при замешивании в равном объеме компонентов. Высокая стабильность оттиска позволяет получить точную и гляцевую рабочую модель.

«Injection» — паста низкой вязкости. Состоит из 100 г основной пасты белого цвета и 100 г катализатора оранжевого цвета. Равные объемы основы и катализатора смешивают в течение 30 с до однородной пасты. Пасту можно наносить в кариозные полости шейки зуба при помощи специального пластикового шпри-



Рис. 16.1. Силиконовый оттискной материал «Сизеласт К».

ца в комбинации с мастикой «Putty». В полости рта она затвердевает в течение 3 мин.

В комплекте оттискного материала «Экзафлекс» имеется адгезионное средство (клей) «Euxaflexadhesive». Его используют при снятии оттисков индивидуальной ложки, медным кольцом для отдельного зуба с использованием пасты «Regular». Клей наносят на очищенную внутреннюю поверхность ложки при помощи кисти и ватного шарика и тщательно просушивают в течение 5 мин или продувают воздухом. Затем снимают оттиск.

В комплекте имеется также пластиковый шприц, который используют для впрыскивания паст «Regular» и «Injection». Рабочую модель можно отлить в течение 7 дней без ухудшения точности.

«Оптосил» — оттискный материал на силиконовой основе — применяют для снятия ориентировочного (первого) слоя. Второй слой снимают голубым или зеленым «Ксантопреном». Материал представляет собой мастику белого цвета, выпускается в баночках емкостью 500 г. Для приготовления применяют жидкость «Байер Эластомер Активатор» красного цвета. На одну мерную ложку мастики емкостью 10 мл (16,5 г) добавляют каплю этой жидкости (0,087 мл

в 0,09 г) и тщательно перемешивают в течение 30 с. Во рту держат не более 4 мин.

Избыточное количество активатора и повышение температуры окружающей среды увеличивают скорость схватывания и наоборот. После использования емкость для хранения мастики должна быть плотно закрыта. Хранить ее необходимо при температуре не выше 25°C. Рабочие модели можно отливать через 30 мин после смешивания «Оптосил». Для безупречного схватывания с оттиск-ными ложками применяется клей «Адгезионный Эластомер» фирмы «Байер». Влажность создает изолирующую пленку, поэтому оттиски должны быть совершенно чистыми и сухими.

«Ксантопре» — тонкотягучий материал на силиконовой основе — применяется для снятия корректирующего слоя при двухслойном оттиске. Выпускается в виде пасты голубого или зеленого цвета. На каждое деление мерной линейки добавляют по 6 капель жидкости катализатора «Байер Эластомер Активатор», тщательно перемешивают пластмассовым шпателем и наносят на тщательно высушенный ориентировочный слой оттиска. В полости рта затвердевает в течение 3 мин.

«Xantopren function» — специальный материал для получения функциональ-

ного оттиска. Его применяют для всех типов оттисков во рту. На одну мерную ложку добавляют по 6 капель жидкости отвердителя I красного и отвердителя 2 желтого цвета. Во время смешивания (в течение 45 с) массе придают форму лепешки и шпателем делают несколько выемок. Затвердевает в течение 9 мин. Оттискный материал наносят на поверхность ориентировочного слоя.

«Хантопрен» очень удобен для снятия оттисков с функционально-оформленными краями, что делается в положении центральной окклюзии при закрытой полости рта. Материал наносится с помощью шприца на небольшие площадки без давления. Отливки рабочей модели можно отложить до 7 дней.

В нашей стране начали выпуск новых оттискных материалов «Силлинт» на основе винилсилоксановых каучуков (отверждение с платиновым катализатором). В вязком состоянии они представляют собой тестообразные композиции двух видов: высокой вязкости (паста) и низкой вязкости (корректирующие массы). Для приготовления основной массы две исходные пасты помещают на пластину, смешивают в руках в равном объеме в течение 30 с, время отверждения во рту составляет 5—6 мин. Корректирующие пасты смешивают на пластине в равных объемах в течение 30 с. Время отверждения в полости рта 2—3 мин. Материал обладает достаточной эластичностью и механической прочностью после структурирования.

16.1.3. Термопластические оттискные материалы

К группе термопластических относятся оттискные материалы, которые приобретают пластичность после нагревания. Они размягчаются при температуре 50—70°C и отверждаются при температуре полости рта или комнатной температуре.

Термопластические оттискные материалы представляют собой комбинацию различных веществ, обладающих термопластическими свойствами, и наполнителей, обеспечивающих определенную структуру и термические свойства. Термопластические оттискные массы состоят из термопластического вещества, различных смол и наполнителей. Термопластическим веществом может быть парафин, стеарин, гуттаперча, пчелиный воск, церезин. Кроме того, в них входят смолы и некоторые синтетические вещества, обеспечивающие определенную твердость после охлаждения, а также красители и ароматические вещества, придающие массе соответствующие вкусовые качества. В качестве наполнителей применяются порошки пемзы, тальк, окись цинка, белая глина.

Существуют два вида термопластических оттискных масс: обратимые и необратимые. Обратимые термопластические массы при многократном использовании не теряют пластических свойств, могут подвергаться стерилизации нагреванием. Необратимые массы при повторном использовании становятся менее пластичными вследствие изменения свойств или улетучивания отдельных компонентов.

Все термопластические оттискные массы разделяют на тугоплавкие и легкоплавкие. К тугоплавким массам (с температурой плавления до 80°C) относятся те, которые используются для получения оттисков с помощью медных колец при изготовлении полукоронки, вкладок. К легкоплавким массам (с температурой плавления около 50°C) относятся массы для получения предварительных оттисков с целью изготовления индивидуальных ложек для беззубых челюстей, для получения ориентировочного слоя двухслойных оттисков. Получать оттиски с зубных рядов не рекомендуется, потому что затвердевшая масса без разру-

нения или остаточной деформации не может быть отделена от зубного ряда.

Термопластические материалы должны обладать следующими свойствами:

Положительные свойства:

- легко приготавливаются;
- хорошо соединяются с оттисковой ложкой;
- легко отделяются от модели.

Отрицательные свойства:

- свойства пластичности и текучести при температуре, не обжигающей слизистую оболочку полости рта, оказываются недостаточными;
- не дают точного отпечатка мягких тканей протезного ложа и поднутрений;
- во время выведения при сложной форме тканей протезного ложа происходит деформация застывшей массы;
- стерилизация во время повторного использования массы затруднительна.

В ортопедической стоматологии применяют следующие термопластические оттисковые материалы.

Для получения вспомогательных оттисков — «Стенс-02». Выпускается в виде дисков розового цвета. Размягчается при температуре 50—56°C и затвердевает при температуре 36—38°C.

Для получения оттисков с беззубых челюстей — «Акродент-02». Является лучшим по качеству, чем «Стенс-02», термопластическим оттисковым материалом. Выпускается в виде прямоугольных пластин с закругленными краями. Температура размягчения 55—60°C. При 45°C достигает более 80% пластичности.

«Стомапласт-2» — размягчается при температуре 38—46°C. После разогревания на пламени горелки материал кисточкой наносят на индивидуальную ложку. Масса длительное время остается пластичной и позволяет в полости рта производить оформление краев оттиска с помощью функциональных

проб. Перед выведением оттиска из полости рта необходимо охладить его холодной водой.

«Ормокор» — термопластический оттисковый материал, обладающий повышенными пластическими свойствами. Предназначен для получения функциональных оттисков с беззубых челюстей, создания кругового клапана.

«Дентафоль» — термопластический материал, который применяется для получения высокоточных компрессионных функциональных оттисков с беззубых челюстей при значительной атрофии их альвеолярных отростков.

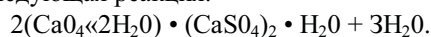
«Дентафоль» выпускается в комплексе из двух масс. Первая — палочки для оформления края индивидуальной ложки, которые приобретают пластичность при нагревании в горячей воде. Вторая паста (основная), помещенная в металлическую емкость, предназначена для получения оттисков. На пламени спиртовки при температуре 55—60°C масса становится жидкой. С помощью кисточки ее тонким слоем наносят на индивидуальную ложку и вводят в полость рта. При температуре полости рта масса отвердевает не полностью, и оттиск перед выведением необходимо охладить холодной водой.

«МСТ-02» выпускается в виде пластин темно-изумрудного цвета. Масса размягчается при температуре 50—60°C, теряет пластичность при 20—25°C в течение 3 мин и применяется для снятия функциональных оттисков с беззубых челюстей.

16.2. ГИПС

Нужно отметить, что ранее гипс классифицировали как «твердый оттисковый материал». В некоторых клиниках его еще применяют для этих целей, но нам кажется, что его следует рассматривать уже лишь как материал для изготовления моделей и для некоторых других целей.

Гипс, пригодный для зуботехнических целей, получают путем нагревания природного гипса. Двухводный сернокислый кальций ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) при этом теряет часть кристаллизационной воды и переходит в полуводный гипс. Происходит следующая реакция:

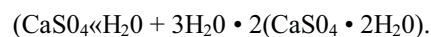


Процесс обезвоживания интенсивно протекает в температурном интервале от 120 до 190°C.

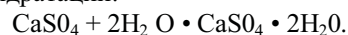
В зависимости от условий термической обработки полуводный гипс может давать 2 модификации: а- и р-полугидраты, которые отличаются физико-химическими свойствами, а-полугидрат получают при нагревании гипса при нормальном давлении. Он представляет собой порошок, обладающий повышенной водопотребностью при замешивании (60—65%). р-полугидрат образуется при нагревании двухводного гипса под давлением 1,3 атм., имеет плотные кристаллы. Удельный вес его несколько выше, чем у а-полугидрата. р-полугидрат отличается пониженной водопотребностью при замешивании, что обеспечивает его повышенную прочность.

В зависимости от теплового режима при производстве гипса могут образовываться различные продукты. Если температура будет недостаточной, останется некоторое количество двухводного гипса. При перегреве может произойти полная потеря воды и образуется безводный сернокислый кальций (CaSO_4) — ангидрит. Ангидрит, образующийся при температуре до 200°C, растворим и быстро схватывается. Ангидрит, образующийся при более высокой температуре (до 520°C), — медленно схватывающийся материал. При нагреве до 600°C получается не схватывающийся продукт.

Процесс быстрого затвердевания полугидрата при его взаимодействии с водой называется схватыванием. Этот процесс протекает по уравнению:



и сопровождается выделением тепла. Примесь ангидрита также подвергается гидратации:



Схватывание гипса происходит очень быстро. Сразу после смешивания с водой масса имеет сметанообразную консистенцию. Затем масса начинает густеть, становится пластичной и легко формируется. При получении гипсовых оттисков в этой фазе схватывания производят обработку краев оттиска. Затем гипс густеет еще больше, приобретает ломкость и наконец становится твердым. Прочность гипсовых отливок определяется тем, насколько тесно кристаллы двуводрата сплелись друг с другом, срослись в кристаллические группы. Высокая прочность ?-полугидратного гипса обусловлена спутанно-волокнистой структурой.

Скорость схватывания гипса зависит от ряда факторов: температуры, степени измельчения и качества гипса, присутствия в гипсе примеси некоторых солей, способа замешивания.

Повышение температуры смеси до 30—37°C приводит к сокращению срока схватывания гипса. Увеличение температуры от 37 до 50°C практически не влияет на скорость схватывания, при температуре выше 50°C скорость схватывания начинает падать, а после 100°C процесс схватывания не происходит. Время схватывания гипса можно сократить применением теплой воды. Чем в большей степени измельчен гипс, тем больше его поверхность, тем быстрее он схватывается.

Влияние солей. Скорость схватывания гипса можно регулировать, добавляя к смеси некоторые минеральные или органические вещества. Вещества, изменяющие скорость схватывания, могут вноситься как в гипс, так и в воду, применяемую для замешивания гипса.

Ускорители схватывания гипса сульфат калия (K_2SO_4), сульфат натрия



Рис. 16.2. Модели, изготовленные из различных видов гипсов.

(Na_2SO_4), хлорид натрия (NaCl), хлорид калия (KO), алюмокалиевые квасцы [$\text{K}_2\text{SO}_4 \cdot \text{Al}_2(\text{SO}_4)_3 \cdot 12\text{H}_2\text{O}$], нитрат калия (KNO_3). Из них сульфат калия ускоряет схватывание гипса в любых концентрациях, другие же действуют в качестве ускорителей только при концентрациях порядка нескольких процентов. При увеличении концентрации они могут задерживать схватывание. Чаще всего для ускорения схватывания применяют 2,5% раствор поваренной соли.

Замедлители схватывания — бура ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7$), этиловый спирт ($\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$), сахар ($\text{C}_{12}\text{H}_{22}\text{O}_{11}$).

На прочность схватившегося гипса оказывают влияние как качество исходного полугидрата, так и условия его замешивания. Жидкие консистенции, излишнее перемешивание, остаточная влага, быстрое внесение гипса в воду — все это снижает прочность гипса. После окончательного схватывания прочность гипса постепенно растет в течение 12—24 ч. Удаление остаточной влаги улучшает качество гипса. Прочность на удар влажного гипса в 2 раза меньше просушенного. Сушку гипсовой модели нельзя вести при температуре выше 100°C , так как при этом может происходить дегидратация. При необходимости прочность гипса может быть увеличена погружением его после высушивания

в расплавленный стеарин или кипящий 2% раствор буры.

Способ замешивания. Чем интенсивнее перемешивание, тем полнее контакт между полугидратом и водой и быстрее протекает процесс схватывания. Скорость схватывания зависит также от количества взятой для замешивания воды. Отсыревший гипс содержит значительное количество двуводрата, что приводит к удлинению срока схватывания. Этот гипс можно улучшить, прогревая его при температуре $150\text{—}170^\circ\text{C}$. Во время нагревания гипс надо непрерывно перемешивать (рис. 16.2).

Расширение гипса при схватывании. Измерения показывают, что объем схватившейся массы гипса больше, чем объем гипса и воды, взятых для ее получения. Увеличение объема обусловлено образованием воздушных промежутков между кристаллами двуводрата в ходе гидратации полугидрата. При нормальных рабочих условиях линейное расширение гипса колеблется в интервале от 0,15 до 0,40%. При отклонениях от оптимальных условий расширение достигает 1,15%.

Процесс расширения гипса происходит в основном в первые часы после схватывания и продолжается более медленно в течение последующих 24 часов. Изменение объема зависит от консис-

тенции смеси. В густой смеси расширение проявляется в большей степени, что обусловлено отсутствием значительных межкристаллических пустот и увеличением объема за счет роста кристаллов.

При изготовлении съемных зубных протезов гипсом приходится пользоваться многократно, например, для получения гипсового оттиска, отливки гипсовой модели, укрепления моделей в артикуляторе, изготовления гипсовой формы для полимеризации протеза. При использовании для этих работ не вполне доброкачественного гипса и нарушении технологии суммарное расширение гипса может достигать 3% и выше. Разумеется, что изготовление высококачественного протеза в таком случае не представляется возможным. Даже применение новейших безусадочных оттискных материалов, позволяющих получать довольно точные оттиски тканей протезного ложа, сводится «на нет» при отливке гипсовой модели без соблюдения некоторых специальных мер, компенсирующих расширение гипса при схватывании. Поэтому при отливке модели подбирают оптимальные условия или вводят в гипс некоторые солевые добавки. Для получения высокопрочной и точной гипсовой модели целесообразно производить замешивание гипса на водном растворе следующего состава: 4% тартрата ($\text{KNa} \cdot \text{C}_4\text{H}_4\text{O}_6 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$), 0,2–0,4% буры ($\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 10\text{H}_2\text{O}$), 0,1% фенола ($\text{C}_6\text{H}_5\text{OH}$). На 100 г гипса берут 35–40 мл раствора. Фенол вводят для предупреждения роста плесени в растворе. Указанные растворы целесообразно применять только при густом замешивании. Модель, отлитая из модифицированного гипса, хорошо выдерживает при кипячении температуру ПО—120°C, в то время как модель из обычного гипса становится очень непрочной.

Для длительного сохранения гипсовых музейных экспонатов предварительно

высушенную гипсовую модель погружают в расплавленный парафин или стеарин. Эти вещества, проникая внутрь модели, заполняют все поры в гипсе, в результате чего модель становится более прочной, а поверхность ее гладкой.

Высокое качество модели обеспечивает применение так называемого мраморного гипса, представляющего р-полугидрат. Обычно применяемый зуботехнический гипс имеет следующий состав: полугидрата (а- и Р-) — до 90%, двугидрата (неизмененный гипс) — 2–4%, различных примесей (ангидрит и др.) — 6%. Качество гипса, таким образом, определяется в основном соотношением а-и р-полугидратов.

Нужно отметить, что в последние годы в нашей стране появилось большое количество гипсов повышенной твердости: «Супергипс» (Россия), «Бегодур», «Бегостоун», «Дуралит», «Вел-Микс Стоун», «Супра Стоун» (Германия) и «Фуджи Рок» (Япония) и др. Они отличаются друг от друга цветовой маркировкой, временем схватывания, твердостью и т.д. На каждой банке этих гипсов имеется инструкция, которую необходимо выполнять. Порошки супергипсов и вода строго дозируются и замешиваются в вакуумных смесителях, а формы заполняются ими на вибростолах.

16.3. ИЗОЛИРУЮЩИЕ МАТЕРИАЛЫ

Если при изготовлении протеза поверхность гипса не изолировать от набухшей в мономере пластмассы, то часть мономера впитывается в гипс и полимеризуется там при нагревании. После извлечения готового изделия слой гипса, схватившийся с пластмассой, остается на поверхности изделия. Этот слой трудно удаляется, в связи с чем необходимо создавать изолирующий слой между гипсом и пластмассой.

Хорошие результаты можно получить, выкладывая гипсовую форму оловянной

фольгой. Оловянная фольга предотвращает проникновение мономера в гипс и воды в пластмассу. Поглощение воды пластмассой достигает 2%. Вода, проникая в межмолекулярное пространство, вызывает специфическое напряжение в пластмассе, которое может вызвать появление трещин при смачивании протеза органическими растворителями (мономер, спирт, ацетон). Однако проникновение воды в протез — неизбежное зло, которое невозможно исключить. Если вода не попадает в протез во время его изготовления, то это происходит в полости рта. Все же надо иметь в виду, что протез, изготовленный с применением в качестве изоляции фольги, имеет в 3 раза меньшую водопоглощаемость, чем в случае использования других разделительных средств. Однако фольга нарушает точность базиса протеза.

Изолирующим материалом могут быть различные вещества (табл. 16.2). Наиболее широко используются разделительные материалы на основе альгината натрия. Они представляют собой коллоидные 1 — 1,5% водные растворы альгината натрия или альгината аммония с добавкой солей (фосфат натрия, карбонат натрия и др.). Для предотвращения заплесневения в раствор добавляют формалин или диацид. При нанесении на гипс раствора альгината натрия между гипсом и альгинатом протекает реакция двойного обмена с образованием твердой пленки альгината кальция. Наносить толстый слой не имеет смысла, так как верхние слои не реагируют с гипсом и остаются в виде засохшего геля. Кроме того, это отрицательно отражается на качестве протеза.

Для ускорения процесса можно обрабатывать нанесенный на форму слой альгината натрия 20% раствором хлорида кальция. Альгинатно-кальцевая пленка хорошо изолирует пластмассу, но полностью не исключает попадания в нее во-

ды, что приводит к возникновению напряжений в пластмассе. Толщина альгинатной пленки при двухслойном ее нанесении примерно 0,01 мм. Нежелательно применять в качестве разделительного средства жидкое стекло, поскольку это вещество щелочного характера вызывает изменение цвета пигментированной пластмассы. Жидкое стекло применяют только как изолирующий слой между двумя гипсовыми поверхностями.

Хорошие результаты можно получить при использовании изоляционного материала (разделительного лака) АЦ-1. Создание изолирующего слоя имеет важное значение. Обычно техник бывает удовлетворен, когда пластмасса хорошо отделяется от модели. Однако исключить попадание воды в протез не менее важно, так как водопоглощение приводит не только к изменению цвета, но и к возникновению напряжения в протезе. Ни один из заменителей фольги не может полностью исключить за-мутнения и белесоватости в пластмассе.

В качестве разделительных средств используют также растворы силиконовых смол. Силиконовый разделительный материал «Силикодент» представляет собой наполненный силиконовый компаунд холодной вулканизации. Его используют для изоляции межзубного пространства пришеечной части зуба от гипса при изготовлении протеза, а также при изготовлении фасеток и других работах. Пленка Силикодента после полимеризации легко снимается с протеза. Силикодент представляет собой пасту и две отверждающие жидкости. Паста (процент по массе): полидиметилсилоксан — 39,3; окись магния — 6,7; белая сажа (SiO_2) — 25,6; уайт спирт — 28,4. Жидкость №1 — смесь дибутиловолилаурината с тетраэтоксисиланом. Жидкость №2 — гидрополиметилсилоксан.

Отечественные материалы — «Влад-Мива», «Радуга России», «Стома».

■о
а

u
o

o
o

2 я
В В

о
о
с:
па
з
а
ш
н
па
х
I
9
а
s
o
па
ооооо

о¹"
о

о. а
о о

i!if

d o | o
o

к
||
о, <и
= н
— д
о я

5< |*
аз J5
а Я

« н
НЮ"
"OR
а*
ев о
X

ев
S

7. а
о а
S3
, а «Л
о » uU

X
Я X
=
<

а
о
ш

16.4. АДГЕЗИВНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ УЛУЧШЕНИЯ ФИКСАЦИИ СЪЕМНЫХ ПЛАСТИНОЧНЫХ ПРОТЕЗОВ

При неблагоприятных анатомо-топографических условиях протезного ложа за рубежом получил распространение метод улучшения фиксации съемных зубных протезов с помощью специальных адгезивных препаратов. Адгезивные препараты широко используются во всем мире. Только в Великобритании за год их расходуется 88 т.

Отечественные ученые предложили наносить на базис протеза клейкий порошок «Трагакант», который во рту набухал и увеличивал вязкость слюны. Для повышения функциональной эффективности жевания у пациентов были разработаны 2 адгезива, которые представляли собой порошки на основе полиоксидилена. Под действием слюны порошок набухал и образовывал липкую прослойку, улучшая фиксацию протеза.

К современным препаратам относятся также кондиционеры, составной частью которых являются пластификатор и полимер. Ученые в качестве пластификатора использовали эфир монобутилэтиленгликоля, который, проникая в частицы полимера, дифференцированно пластифицировался в них, образуя кондиционер-гель, после чего наносился на протез, улучшая его фиксацию.

Ученые исследовали *in vitro* 4 типа адгезивных порошков («Corega», «Holdent», «Fasteeth», «Wernet's powder»). Была отмечена их способность значительно улучшать фиксацию съемных пластиночных протезов и ингибировать *Staphylococcus aureus*. После тщательных микробиологических исследований оказалось, что порошки не содержат субстанцию для пролиферации бактериальной флоры.

К.К.Кариг сравнил эффективность 3 видов адгезивов (порошка, пасты и экс периментального образца) и выяснил, что порог вкусовой чувствительности во-

обще не изменяется, а жевательная функция улучшается незначительно.

Рядом японских авторов предложен клей для улучшения фиксации протезов на основе водорастворимого высокомолекулярного вещества, содержащий микрокапсулы с жирорастворимыми витаминами, и связующий агент, соединяющий эти микрокапсулы с клеящими веществами. Ученые исследовали влияние на фиксацию 4 клеящих средств (два вида клеящей фольги, крем и порошок) у 20 пациентов и пришли к выводу, что применение фольги снижает, а препараты в виде крема или порошка частично улучшают фиксацию протеза. T.J.Dono-hue рекомендует регулярно пользоваться адгезивами. Они смягчают действие протеза на слизистую оболочку, увеличивая ретенцию протеза, и вызывают «чувство своих зубов». Ряд авторов, используя радиотелеметрию и жевательные пробы, изучили действие адгезивов на бактериальную флору полости рта. Было установлено, что применение адгезивов увеличивает силу сжатия зубных рядов и уменьшает время, необходимое для пережевывания пищи. Адгезивные средства не приводят к увеличению бактериальной флоры полости рта. Благодаря им возрастает функциональная ценность не только вновь изготовленных, но и старых протезов.

Специально сконструированным гнатодинамометром была измерена сила сжатия искусственных зубов при применении адгезивных средств и изучено смещение протеза при жевании. Полученные результаты указали на увеличение силы сжатия зубных рядов. С помощью кинематордиографии изучалось смещение протеза на верхней челюсти во время жевания. Было установлено, что при хорошо сконструированных и припасованных протезах применение адгезивных средств незначительно уменьшает смещение протеза.

H.Landt и соавт. лечили протезный стоматит на верхней челюсти с помощью добавления в состав адгезивной композитной гидрокарбоната натрия, а F.A.Scher и соавт. вводили в адгезивный порошок противогрибковые препараты.

Практически все авторы советуют при использовании адгезивных средств тщательно очищать протезы, следить за гигиеной полости рта. Возможны несколько способов очистки протезов:

- с помощью фермент-содержащих очистителей в виде таблеток («dextrusa», «proteinas»), которые нужно растворить в воде;
- химический — посредством специальных порошков или таблеток («alkaline peroxides», «acids hydrochloric»), которые растворяют в воде, а затем туда помещают протезы;
- механический — с помощью щетки и зубной пасты или порошка под струей воды;
- посредством дезинфицирующих очистителей — 0,25% хлоргексидина, 0,95% салицилата.

Авторы исследовали действие адгезивной пасты и порошка, которые попеременно использовались пациентами. Больные, у которых нарушена фиксация протезов, не обнаружили большой разницы между порошком и пастой. Больные с временными протезами отдавали предпочтение порошку, 10 из 12 пациентов с неблагоприятными клиническими условиями признали эффективность пасты.

Отечественные ученые проводили исследования адгезивного препарата «Ридент», который использовался в ортопедической и в детской стоматологии для улучшения фиксации протезов. Пациентам по показаниям изготавливали съемные пластиночные протезы с учетом нарушения прикуса. Наблюдения показали, что при использовании адгезивного порошка улучшалась фиксация протезов и сокращался период адаптации к ним.

Предложены различные составы для улучшения фиксации съемных протезов. В одном составе для фиксации съемных протезов содержится масло минеральное, например вазелиновое, воск базисный, масло шиповника и низкомолекулярный полиэтилен с молекулярной массой 1500—5000. Применение данного состава позволяет фиксировать протез до 5 дней. Однако вызывает сомнения гигиена и наличие микроорганизмов в тех составах, которые находятся на протезах в течение 5 дней. Использование этого состава сокращает сроки адаптации к съемным протезам. В другой состав авторы предложили ввести полимеры, поливиниловый спирт, поливинилпирролидон, метил, целлюлозу, в качестве противовоспалительного и антимикробного средства используют экстракт бадана сухой, мятное и облепиховое масла, глицерин. Состав обеспечивает высокие адгезивные свойства, способность к пленкообразованию, сохраняет целостность при снятии протеза после использования.

Другими авторами была предложена композиция (состоит из анестезина, картолина и метилурацила), которая улучшает фиксацию съемных протезов, обеспечивает обезболивающий эффект, обладает иммуномодулирующим, противовоспалительным и фотозащитным эффектами.

Таким образом, применение адгезивных препаратов позволило добиваться высокой клинической эффективности при протезировании больных со значительной атрофией альвеолярного отростка.

16.5. БАЗИСНЫЕ ВОСКИ

Свое название базисный воск получил в связи с тем, что его используют для моделирования базисов съемных протезов. Он может применяться для изготовления прикусных шаблонов с окклюзионными валиками, для формирования оттисковой ложки или ее частей. Из базисного воска

готовят модели для ряда ортопедических аппаратов и протезов, изготавливаемых из пластмасс. Выпускается воск в виде пластин розового цвета размером 170х80х 1,8 или 150х76х1,3 мм.

К базисному воску предъявляются следующие основные требования: 1) легкая формовка в разогретом состоянии; 2) хорошее соединение друг с другом пластин в размягченном состоянии; 3) должен быть полупрозрачным; 4) легко обрабатываться при комнатной температуре острым инструментом; 5) иметь термическое расширение не более 0,8%; 6) не должен окрашивать пластмассу; 7) после легкого оплавления пламенем должен иметь гладкую поверхность; 8) не вызывать раздражения тканей полости рта.

Состав. Основным компонентом базисных восков является парафин или церезин, содержание которых достигает 80%. Кроме парафина и церезина в состав базисных восков могут входить пчелиный воск, даммаровая смола, карнаубский воск, микрокристаллические воски и др. Примерный состав (процент по массе): церезин — 8, пчелиный воск — 12, карнаубский — 2,5, микрокристаллический — 2,5, синтетические смолы — 3. Хорошими свойствами обладает базисный материал на основе парафина следующие-

го состава (процент по массе): парафин — 77,99, церезин — 20, даммаровая смола — 2, краситель — 0,01. По эстетическим соображениям принято окрашивать базисный воск в розовый цвет: он служит материалом для получения требуемого контура протеза после постановки зубов. Обычно поставщики изготавливают базисные воски двух рецептур — для северных и южных районов.

Свойства. Базисные воски должны иметь определенные свойства (табл. 16.3). Медико-технические требования: 1) при температуре 25—40°C термическое линейное расширение должно быть менее 0,8%; 2) размягченные пластинки должны легко соединяться друг с другом, не прилипать к пальцам; 3) воск не должен вызывать раздражения тканей полости рта, легко обрабатываться острым инструментом при 23°C; 4) после слабого нагрева над пламенем поверхность восковой пластинки должна быть гладкой; 5) не должно оставаться следов на формовых или пластмассовых зубах; 6) краситель не должен окрашивать пластмассу во время варки протеза; 7) при хранении пластинки воска не должны прилипать к прокладкам из бумаги.

Важным показателем качества базисных восков является отсутствие внутренних напряжений в пластинках. Меньшие-

Таблица 16.3

Требования к базисным воскам

Тип базисного воска	Температура, °C	Текучесть, %	
		минимальная	максимальная
I — мягкий (для северных районов)	23 37 35	45	1,0 85,0
II — средний (для средней полосы)	23 37 45	50	0,6 2,5 90,0
III — твердый (для южных районов)	23 37 45	5,0	0,2 1,2 50,0

ми напряжениями отличаются базисные воски, изготавливаемые отливками, а не формованием. Восковые модели протезов следует не хранить, а сразу помещать в кювету для изготовления. В этом случае достигается наибольшая точность постановки искусственных зубов, так как не успевают освободиться напряжения, возникающие в воске при охлаждении и обработке его горячим шпателем. Хранение восковых моделей протезов и повышенная температура способствуют искажениям.

16.6. АБРАЗИВНЫЕ МАТЕРИАЛЫ

Все части протезов и аппаратов после изготовления в лаборатории должны пройти тщательную отделку, шлифовку и полировку. Перечисленные манипуляции преследуют цель удалить излишки материала, выступы, неровности, сделать поверхность зубного протеза, шины или аппарата гладкой, не вызывающей травму или раздражение тканей полости рта. Высокая чистота поверхности протеза повышает коррозионную стойкость материала. Неровности поверхности могут быть местами скопления остатков пищи, минеральных и органических отложений, являющихся хорошей питательной средой для микроорганизмов и создающих благоприятные условия для коррозии, отложения налета, подобного зубному камню.

Плохо обработанные зубные протезы, несмотря на грамотно выбранную конструкцию и правильное ее техническое исполнение, могут вызывать у пациентов ряд неудобств и значительно замедлять адаптацию к ним. Хорошая отделка, шлифовка и полировка способствуют повышению прочности протеза. Известно, что при испытании на прочность идентичных образцов, имеющих разную чистоту отделки, результаты различны. Более высокие показатели отмечаются у образцов с более тщательной отделкой, шлифовкой и полировкой.

Для шлифования и полировки протезов используются различные мелкозернистые вещества, превышающие по твердости материал, подлежащий обработке. Такие материалы называют абразивными (лат. *abrasio* — соскабливание). Применение абразивных материалов предполагает обязательное движение их по обрабатываемой поверхности. При этом каждое зерно абразивного материала совершает режущее, скользящее действие, подобно резцу. Характер действия абразивного зерна зависит от ряда факторов, среди которых наиболее важными являются размеры, форма, состав и свойства самого зерна.

В промышленности из зерен абразива чаще изготавливают разнообразные инструменты. Зерна могут применяться также в виде порошков, паст. Их наносят на поверхность материи или бумаги, вносят в резиновые круги.

Абразивные материалы, применяемые в промышленности, бывают естественные и искусственные. Естественные абразивные материалы представляют собой измельченные минералы. К ним относятся алмаз, корунд, наждак, гранаты, пемза, мел и др. Искусственные абразивные материалы получают в промышленности химическим путем. Наибольшее распространение получили искусственный корунд (электрокорунд), являющийся кристаллической окисью алюминия (Al_2O_3), углеродистые соединения (карбиды) некоторых элементов — карбиды кремния, бора, вольфрама, а также нитриды (например, эльбор — кубический нитрид бора).

Естественные абразивные материалы
Алмаз — самый твердый минерал, встречающийся в природе. Он представляет собой кристаллическую разновидность углерода, отличающуюся особой формой кристаллической решетки, придающей углероду высокую твердость.

Алмаз является эталоном твердости. По шкале Мооса он имеет наивысшую твердость — 10. Алмазные пирамидки, или конусы, используются в приборах для определения твердости различных материалов. Технические, непрозрачные алмазы широко применяются при изготовлении особо прочных буров. Из алмазной крошки делают шлифовальные круги, бруски, диски. В стоматологии мелкая алмазная крошка употребляется при изготовлении шлифующих инструментов, предназначенных для препарирования зубов. Такие инструменты обладают большой износостойкостью. Их применение делает процедуру препарирования зубов менее травматичной и более короткой.

Корунд — естественный минерал, состоящий из кристаллической окиси алюминия (Al_2O_3). В природе в чистом виде встречается редко. Кристаллы корунда содержат до 90% окиси алюминия. Наиболее частыми примесями являются окислы железа и кремния, придающие минералу различные цветовые оттенки. Его цветовые разновидности — сапфир, рубин — используются в ювелирном деле. По твердости корунд уступает алмазу. Его твердость по шкале Мооса — 9.

Наждак является смешанной горной породой. В его состав входят до 97% корунда, соединения железа и ряд других минералов. Твердость наждака по шкале Мооса — 7—8. Различие в твердости разных его партий зависит от количества и вида примесей. Для получения высококачественного продукта природный наждак обогащают, т. е. уменьшают количество примесей до 1—2%.

Измельченный до порошкообразного состояния наждак сортируют на ситах и наносят на поверхность бумажных или матерчатых полотен, предварительно покрытых клеевым слоем. Наждачные полотна или диски используются при шлифовании. При отделке зубных протезов наждачную бумагу применяют для шли-

фовки искривленных поверхностей пластмассовых протезов.

Пемза — продукт вулканической деятельности. Это быстро застывшая насыщенная газообразными веществами лава. Состав пемзы непостоянен. Основным компонентом ее обычно является кремнезем (60—70%). Другие составные части включают окислы металлов, придающие пемзе различную окраску.

Пемза — очень пористый, твердый и хрупкий материал. Поверхность излома ее изобилует заостренными неровностями. Эти особенности поверхности позволяют использовать дробленую пемзу в качестве шлифующего материала. В зуботехнической практике употребляется мелкий порошок пемзы. Во взвеси с водой он образует массу, применяемую для шлифовки зубных протезов.

Искусственные абразивные материалы

Электрокорунд — кристаллическая окись алюминия (Al_2O_3). Получается искусственным путем из пород, содержащих глинозем. В промышленности с этой целью используются бокситы, содержащие не менее 50% глинозема. При расплавлении боксита с коксом в электрических печах происходит отделение примесей от общей массы. Электрокорунд содержит от 85 до 98% окиси алюминия.

В зависимости от содержания окиси алюминия электрокорунды делят на три вида. Нормальный электрокорунд (алунд) содержит до 87% окиси алюминия. Имеет цветовые оттенки от темно-красного до серо-коричневого. Белый электрокорунд (корракс) содержит до 97% окиси алюминия. Цвет его светлый, иногда розоватый. Имеет режущую способность на 30—40% большую, чем нормальный электрокорунд. Монокорунд содержит до 99% окиси алюминия и до 0,9% окиси железа. Монокорунд отличается наибольшей прочностью и износостойкостью.

Электрокорунд имеет твердость около 9 по шкале Мооса. Плотность его — от 3,2 до 4 г/см³. Материал термостойкий, способен выдерживать нагревание до 2000°C. Частишки электрокорунда имеют прочные острые режущие элементы, вследствие чего он успешно применяется для шлифования твердосплавных металлических и различных других изделий.

Карборунд представляет собой карбид кремния — соединения кремния с углеродом (SiC). Карборунд получается плавлением в электропечах смеси, состоящей в основном из кокса и кварцевого песка, при температуре около 2200°C. В результате химического соединения углерода с кремнием получается карбид кремния. Он имеет кристаллическое строение. Чистый карборунд обладает большой твердостью — 9,5—9,75 по шкале Мооса. Кристаллы чистого карбида кремния бесцветны, однако технический карборунд имеет от 3 до 5% примесей, придающих ему окраску.

Карборунд получают двух видов. Черный карборунд содержит не менее 95% SiC. Он применяется для обработки изделий, изготовленных из цветных металлов, а также неметаллических материалов, имеющих невысокие прочностные показатели. В состав зеленого карборунда входит свыше 97% SiC. Он имеет большую твердость и применяется для обработки твердосплавных деталей, заточки инструментов.

Для изготовления стоматологических шлифующих инструментов используются обе разновидности карборунда. Карборунд вполне удовлетворяет требованиям зуботехнического производства и запросам ортопедических клиник. Карборундовые инструменты обладают хорошей шлифующей способностью. Такие инструменты изготавливаются из порошка различной степени дисперсности. Зерна карборунда имеют неправильную форму с четко выраженными острыми

ребрами, кромками, что обеспечивает высокую режущую способность. Карбид кремния термоустойчив, он выдерживает нагревание до 2050°C.

Карбиды бора и вольфрама представляют собой химические соединения соответствующих металлов с углеродом. Материалы имеют твердость, близкую к твердости алмаза.

Технический карбид бора содержит от 85 до 95% чистого кристаллического B₄C. Карбид бора обладает высокой твердостью и хрупкостью. Применяется в промышленности для обработки твердосплавных инструментов. Карбид вольфрама в мелкодисперсном виде употребляется вместо алмазной крошки при изготовлении боров и некоторых шлифующих инструментов.

В последние годы получен новый синтетический абразивный материал *эльбор*. Он представляет собой кубический нитрид бора. По твердости он идентичен алмазу, но отличается большей теплостойкостью.

Техническая характеристика абразивных материалов

Абразивное зерно. В промышленности абразивные материалы применяют в мелкодробленном виде. Для этого природные минералы или слитки синтетического абразивного материала на специальных дробильных устройствах превращают в мелкую крошку или зерно. После очистки и химической обработки эту дисперсную массу просеивают через сита и сортируют в зависимости от величины зерен.

Зернистую абразивную массу используют обычно для приготовления различных шлифующих инструментов: кругов, дисков, брусков и др. Однако она может применяться и самостоятельно в виде взвесей, паст. Шлифующая способность абразивного инструмента во многом зависит от свойств абразивного зерна: ве-

личины, формы, прочности, твердости, хрупкости, теплостойкости, износостойкости. В связи с этим целесообразно рассмотреть основные характеристики абразивного зерна.

Величина абразивного зерна. Государственным стандартом предусмотрено деление всех абразивных материалов по величине зерен на три группы: шлифзерно, шлифпорошки и микропорошки. Самый большой размер зерен может достигать 2 мм, наименьшие размеры определяются под микроскопом. Наиболее широкое применение находят абразивы с величиной зерна 0,15—0,75 мм. От величины зерен абразивного инструмента и скорости его вращения зависят глубина его режущего действия, чистота обрабатываемой поверхности, точность размеров. Крупные зерна абразива применяются при грубом шлифовании, когда поверхностный слой изделия необходимо сошлифовать на значительную глубину. При таком шлифовании зерна абразива оставляют на поверхности грубые, глубокие борозды, штрихи, риски.

По мере приближения к необходимому размеру изделия или при использовании допуска обычно переходят на шлифование более мелкими абразивами.

Форма абразивного зерна. Абразивные зерна имеют, как правило, неправильную геометрическую форму. Часто они представляют собой сопряженные многогранники, у которых выступающие заостренные части различаются как по форме, так и по величине. Заостренные части зерен являются режущими элементами, которые при движении оказывают скобящее действие на поверхность обрабатываемого более мягкого материала.

В процессе шлифования зерна испытывают значительные силовые нагрузки, а от трения нагреваются, вследствие чего происходит их разрушение или притупление режущих элементов. При отколе части зерна появляются новые режущие

элементы, поэтому шлифующее действие не прекращается.

Прочность абразивного зерна. Абразивные материалы имеют различные прочностные показатели. От прочности материала зависит способность абразивного зерна выдерживать силовые нагрузки и сохранять свою целостность. Наибольшей твердостью обладают чистые абразивы. Примеси уменьшают прочность. Помимо прочности абразивного зерна, при рассмотрении процесса шлифования следует учитывать прочность шлифующего инструмента (диск, круг, брусок и т.п.), в котором зерна абразива связаны особыми связующими веществами.

Твердость абразивного материала. Необходимым условием для шлифования является способность шлифующего материала проникать в другой без разрушения или остаточной деформации. Это возможно в случаях, когда шлифующий материал имеет большую твердость, чем обрабатываемый.

Все абразивные материалы обладают значительной хрупкостью. При предельных нагрузках зерна абразивного материала разрушаются. Это объясняется тем, что хрупкие вещества имеют предел прочности более низкий, чем предел текучести. Для абразивных зерен хрупкость является положительным свойством, поскольку благодаря ей при шлифовании разрушающееся зерно не теряет режущих свойств в местах скола, так как на нем появляются новые режущие элементы.

Теплостойкость абразивного материала. Процесс резания, совершаемый абразивным зерном, сопровождается преодолением значительного трения, деформацией материала, образованием большого количества тепла. Неизбежное нагревание абразивных зерен не должно изменять их свойств и ухудшать шлифующую способность. Все абразивные материалы обладают большой теплостойкостью. Так, у корунда и карборунда она достигает

ет 2000°C. Однако при шлифовании следует выбрать такой режим работы, при котором исключался бы перегрев не только шлифующего инструмента, но и обрабатываемой поверхности, чтобы предупредить нежелательные изменения структуры и свойств материалов.

Износостойкость абразивного материала. Под износостойкостью понимают способность сохранять целостность и режущие свойства в определенном режиме работы в течение длительного времени. Износостойкость абразивного материала — понятие собирательное и зависит от его прочности, твердости, хрупкости и режима работы.

Получение шлифующих инструментов из абразивных материалов

Абразивный материал находит широкое применение при различных видах обработки. Для шлифования поверхностей порошок абразива может быть взят в виде взвеси в воде, масле; он вводится в состав паст, наносится на полотно или бумагу. Однако основная масса абразивов идет на изготовление шлифующих инструментов — кругов и брусков. В таком виде их применение оказывается наиболее эффективным. Для получения шлифующих инструментов зерна абразива смешивают со связующим материалом. Полученную тестообразную массу формуют, подвергают обработке с целью отверждения (обжиг, полимеризация, вулканизация), в результате чего получают инструменты необходимой формы и профиля.

Связующие материалы

Связующие материалы (связки), применяемые для скрепления абразивных зерен, делят на неорганические и органические. Их различают по физико-механическим свойствам, от которых зависит прочность получаемого с их помощью изделия. К неорганическим связую-

щим материалам относят керамические, силикатные и магнезиальные. Органическими связками являются вулканитовая и бакелитовая.

Бакелитовая связка. Для связывания зерен абразива и получения шлифующих инструментов различных размеров и профилей широко используется бакелит (фенол-формальдегидная пластмасса). Бакелитовая связка обладает большой прочностью и эластичностью. По сравнению с керамической связкой она скрепляет зерна абразива менее прочно. Шлифующее действие такого абразивного инструмента более мягкое, щадящее. Это обстоятельство имеет важное значение при использовании инструментов для обработки пластмасс. Шлифовальные круги с бакелитовой связкой выдерживают большие окружные (линейные) скорости без охлаждения (до 50—60 м/с). При нагреве до температуры выше 180°C бакелитовая связка теряет прочность.

Вулканитовая связка представляет собой вулканизированный каучук. Каучук и серу берут в соотношении 2—3:1. Зерна абразива смешивают с компонентами связки, полученную массу формуют и подвергают вулканизации. Шлифующие инструменты на вулканитовой связке обладают хорошей прочностью и упругостью, однако имеют малую термостойкость. Последнее приводит к тому, что при повышении температуры в зоне шлифования до 140—150°C связка начинает размягчаться и действие инструмента становится не столько шлифующим, сколько полирующим. Абразивные инструменты на вулканитовой связке применяются для отрезных и прорезных работ, полирования. В ортопедической стоматологии вулканитовые диски применяются для разрезания металлических изделий.

Абразивные инструменты

В соответствии с ГОСТ абразивные инструменты изготавливают в виде кру-

гов (дисков), головок, брусков, сегментов. Алмазные круги отличаются от других абразивных инструментов по своему устройству. Конструкционную основу их составляет металлический каркас, на который наносится слой алмазных зерен, укрепляемых на металле связующим веществом или гальванопластикой никеля.

Инструменты могут иметь различные размеры, форму, вид абразивного материала, связку, структуру, зернистость и другие показатели. Различаются они также по прочности, твердости, термо- и влагуостойчивости.

Важной характеристикой абразивного инструмента является его твердость. Она определяется способностью связки удерживать абразивные зерна при действии на них внешних нагрузок. ГОСТ предусмотрены следующие обозначения твердости кругов: М — мягкий, СМ — средне-мягкий, С — средний, СТ — среднетвердый, Т — твердый, ВТ — весьма твердый, ЧТ — чрезвычайно твердый.

Структурные различия шлифовальных кругов зависят от соотношения абразивного зерна, связующего вещества и добавок. Существует 13 номеров структур — от 0 до 12. Увеличение номера шлифовального круга обозначает уменьшение содержания абразивных зерен.

Абразивы для полирования

Полирование (от лат. *polio* — делаю гладким) — процесс обработки материалов с целью получения чистой поверхности. Легче всего полируются твердые материалы. Поверхность, которую необходимо отполировать, надо предварительно подвергнуть шлифованию. Во время шлифования направления движения абразивных частиц по поверхности обрабатываемого изделия непрерывно должно меняться. В противном случае образуются параллельные глубокие царапины, плохо удаляемые полированием. Перед полированием поверхность изделия хо-

рошо промывают для удаления остатков абразивного материала. В отличие от абразива, применяемого для шлифования, полирующий абразив должен быть мягче материала обрабатываемого изделия. При полировке снимается очень тонкий слой материала. Полировка проводится при помощи кругов или круглых щеток, покрытых полировочными пастами. Линейная скорость при полировании должна быть большей, чем при шлифовании, причем тем выше, чем тверже полируемый материал. Например, кобальтохромовые сплавы требуют более высокой скорости полирования, чем сплавы золота. Однако полирование очень многих материалов и пластмасс при условии использования небольшого давления может эффективно проводиться при линейной скорости 18 м/с. В зубопротезной технике применяются следующие полировочные абразивные материалы: окись хрома, окись железа, мел, гипс, трепел (диатомит).

Окись хрома (Cr_2O_3) тверже крокуса и с успехом применяется для обработки поверхности изделий из нержавеющей стали. Окись железа (Fe_2O_3), используемая для полирования, называется крокусом. Не рекомендуется использовать его при полировании нержавеющей стали, так как при этом создаются условия для последующей коррозии.

Мел (CaCO_3) применяется при полировании как металлов, так и пластиков. Он отличается мягкостью и используется в виде порошка для чистки зубов. Для полирования поверхности фарфоровых изделий желательно применять окись олова (SnO_2). Однако для работ в полости рта она непригодна ввиду токсичности.

Диатомит (трепел) — ископаемые остатки кремнистых панцирей одноклеточных панцирных водорослей — диатомей, которые, откладываясь на дне озер и морей, образовали многочисленные за-

лежи диатомитовых земель. Диатомит состоит из аморфного кремнезема с примесями кальцита, окислов алюминия, магния, железа и других металлов. Представляет собой легкую пористую породу. Промышленность выпускает диатомит молотый, используемый в основном как наполнитель, и обожженный, который применяется в качестве шлифующего материала, поглотителя различных жидкостей, для тепловой и звуковой изоляции, фильтрации и т.д. Обожженный диатомит содержит 90% SiO_2 , 2% Fe_2O_3 , 7,5% полуторных окислов и другие примеси.

На основе рассмотренных абразивных материалов изготавливают полировочные пасты, которые наносят на круги. Полировочные пасты представляют собой композиции из тонких полировочных абразивов, поверхностно-активных и связывающих веществ. В качестве поверхностно-активных, а также смачивающе-охлаждающих веществ применяют стеарин, парафин, воск, сало, вазелин и др. По названию основного компонента различают хромовую, известняковую, крокусовую и другие пасты.

Полировочные пасты готовят следующим образом. Связывающие жиры расплавляют на водяной бане, после чего в расплавленную массу при постоянном перемешивании постепенно вводят требуемое количество просеянного абразива. По достижении необходимой консистенции пасту выдавливают в формы для остывания или прессуют.

Широкое применение нашли пасты, состав которых разработан Государственным оптическим институтом (ГОИ). Различную шлифующую способность паст ГОИ определяют толщиной слоя в микронметрах, снимаемого с закаленной пластинки после 100 движений по плите, когда, в общей сложности, будет пройден путь 40 м при ручном среднем нажиме на притир. При этом для грубой пасты ГОИ

шлифующая способность равна 40 мкм, средней — 17 мкм, тонкой — 1—2 мкм. Круги или конусы изготавливают из кожи, войлока, полотна, круглые щетки — из волоса или ниток. Примерный состав крокусовой пасты: крокус — 35—40 г, стеарин — 15 г, парафин — 6 г, олеин — 20 г. В случае недостаточной прилипаемости пасты к полировальному кругу в нее рекомендуется вводить примерно 2% канифоли и 8% стеарина.

Для полирования пластмассовых протезов применяют жидкость ВИАМ. Перед нанесением на полирующий носитель (войлок, вата, нити и т.п.) ее надо взболтать, чтобы осевшие частицы равномерно распределялись по всей массе. Медицинской промышленностью поставляется ряд полировочных паст специального назначения. Полировочная паста для стали состоит из окислов хрома, связанных жировыми веществами. Выпускается в виде цилиндрических блоков и применяется для полировки и окончательной отделки мостовидных протезов, зубов, коронок и других изделий из нержавеющей стали. Полировочная паста для золота состоит из окислов железа, связанных с жировыми веществами. Поставляется в виде цилиндрических блоков и применяется для полировки и окончательной отделки мостовидных протезов, коронок, зубов, изготовленных из золота.

16.7. СРЕДСТВА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОККЛЮЗИИ И АРТИКУЛЯЦИИ

К сожалению, в нашей стране этому разделу ортопедической стоматологии не уделяется внимание, поэтому приходится обращаться к зарубежным материалам.

Физиологически корректное воссоздание окклюзии остается по-прежнему одним из кардинальных требований к каждому стоматологу и зубному технику. Самые незначительные, микронной вели-

чины, помехи при преждевременных контактах зубов могут вызвать функциональные нарушения у пациентов (чаще всего болевой дисфункциональный синдром — ТМЖ-синдром). Оклюзионные взаимоотношения изменяются при каждом зубоорточном вмешательстве. Поэтому регулярный контроль окклюзии и четкое представление о согласованной функции зубных рядов в статическом и динамическом состояниях являются основополагающими предпосылками качественной стоматологической помощи. Начиная с 1953 г., фирма «Dr Jean Bausch KG» производит специальные средства для проверки артикуляции и окклюзии. Цель фирмы состоит в том, чтобы обеспечить зубных врачей и техников такими диагностическими средствами, которые с высокой точностью отражают истинные окклюзионные соотношения. Основатели этого предприятия, зубные врачи Жан Бауш (Dr. Jean Bausch) и Ганс Бауш (Dr. Hans Bausch), на самых ранних этапах становления фирмы понимали, что необходимо создать чувствительную к давлению артикуляционную бумагу, позволяющую представить жевательную нагрузку различной интенсивности в виде цветных отображений с оттенками, соответствующими величине нагрузки. Этот принцип нарастающей интенсивности цвета остается и сегодня актуальным и используется для достоверной и надежной диагностики преждевременных контактов зубных поверхностей.

Синдром ТМЖ

Само название «синдром ТМЖ» является сокращением, общепринятым в американской стоматологической терминологии для синдрома дисфункции височно-нижнечелюстного сустава (Тетрого-Mandibulor Joint Dysfunction Syndrom). Данный синдром описывает нарушения соответствующего суставного сопряжения, причины которых лежат также

в пределах этого суставного сочленения; это могут быть, например, сдвиг, смещение или деформация суставного хряща (discus articularis), а также дегенеративные изменения хрящевой ткани сустава и/или костной ткани сочленения. Синдром ТМЖ может развиваться на почве возникающих на данном суставе весьма длительных нагрузок нефизиологического плана. Причиной возникновения синдрома ТМЖ может стать, например, обычный многолетний неправильный (дефектный) прикус зубов. Лечение синдрома ТМЖ является задачей явно трудной и кропотливой, причем довольно часто исправить положение удастся только с помощью хирургического вмешательства. Дифференциация, которую необходимо проводить между пациентами с настоящим синдромом ТМЖ и теми, у которых присутствует обычный болевой синдром, требует проведения предварительного и детального анамнеза, но, однако, затрудняется еще и тем, что обе категории пациентов страдают от похожих болевых симптомов. Синдром PDS, или синдром MPD (Myofascial Pain-Dysfunction Syndrome, или болевой синдром фасциально-мышечной дисфункции), который на немецком языке называется Myofascial Schmerz Dysfunction Syndrom, описывается типичными симптомами таких болевых ощущений, как, например, боли в области самого сустава, боли в голове, боли в затылочной части головы и в плече.

Терапевтическое лечение синдрома MPD существенно упрощается при точном знании причин в каждом отдельном случае. При этом однозначно установлена причинно-следственная связь, следуя которой нарушения прикуса зубов, превышающие всего 10—20 мкм, могут вызывать нарушения жевательных функций. Такие пациенты с указанными функциональными расстройствами приобретают, как правило, новый привыч-

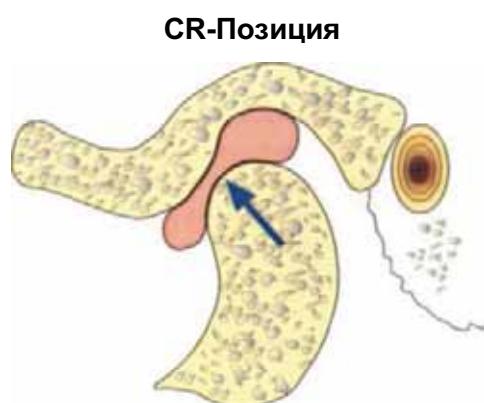


Рис. 16.3. Положение головки и суэта не.

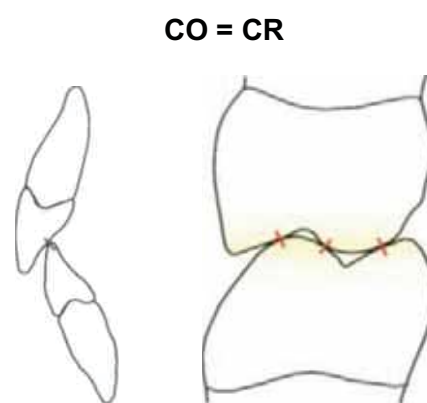


Рис. 16.4. Контактные точки во фронтальной и жевательной группах зубов.

ный прикус зубов, который отличается от положения центрального прикуса (СК)(рис. 16.3).

Многokrатно отмечалось, что у таких пациентов в максимальном межбугорковом положении (СО), имеется достаточный окклюзионный контакт (рис. 16.4). Следует, однако, отметить и принять во внимание то обстоятельство, что у таких пациентов отмечаются на зубах специальная сточенность, а также поражения шеек зубов, которые являются типичными индикаторами соответствующих функциональных нарушений. Если позиции СО и СК совпадают друг с другом, то речь идет о некотором идеальном случае. Но, как правило, на практике мы имеем дело либо с выступающим или возвышающимся, либо со слишком низко зашлифованным зубным протезом (заниженная или низкая окклюзия), т.е. почти всегда присутствует то или иное отклонение от обычного положения привычной окклюзии зубов.

Практикующий специалист по своему опыту знает, что каждое стоматологическое вмешательство в зубной прикус всегда вызывает необходимость возникновения нового привычного прикуса. Первоначальные преждевременные контак-

ты при смыкании могут локализоваться уже не на всей поверхности и затрагивать другие места. В этой стадии на височно-нижнечелюстной сустав, десмодонт и сами зубы начинают действовать повышенные нагрузки. Если эти симптомы не будут своевременно обнаружены и устранены, то из-за изменившегося контакта зубов возникнут сточенные и перенапряженные места на зубной поверхности. Помимо этого, из-за неверной окклюзии зубов как височно-нижнечелюстной сустав, так и нейромышечная система лица, подвергаются повышенным нагрузкам и стрессу, которые могут привести как к сжатию дисков, так и нарушениям в работе мускулатуры, что снова приводит к появлению и усилению боли.

Лечение функциональных нарушений пациента должно проводиться последовательно и основываться на правильной диагностике и верной последовательности лечебных процедур, которые тесно связаны друг с другом. Тем не менее решающее значение для успешного лечения имеют два важных процедурных шага: с помощью одного удастся держать окклюзию под постоянным контролем, а с помощью второго вести контроль не за обычной окклюзией, а именно в поло-

жении CR. При других методиках регистрацию центров контакта следует проводить также в положении CR.

Отмечены множественные случаи перекаживания прикуса у пациентов ввиду того, что у них получалось неверное смыкание зубов и, соответственно, происходила неправильная работа височно-нижнечелюстного сустава из-за неблагоприятной окклюзии по отношению к центральному положению. Такое отклонение оказывает влияние на все дальнейшие процедурные шаги диагностики и лечения. При регистрации окклюзии центральной части часто бывает трудно, особенно при имеющихся у пациента нейро-мышечных нарушениях, установить центральную позицию мыщелков суставов. Для перепроверки условий окклюзии рациональным является также способ депрограммирования нейромускулярной системы. Существуют различные методики стоматологического приведения нейромускулярной системы к депрограммированию, например использование двух вспомогательных ватных роликов при прикусывании, небольших зубных шин «JIG-Splint» или так называемого специального ручного грифа («Dawson-Griff»). Особенно эффективны ортодонтические аппараты, работающие на гидростатическом принципе, — Аквализер (Aqualizer) и Гелакс (GELAX). Они наполняются либо водой, либо, соответственно, гидрогелем и оказывают временное расслабляющее воздействие, выравнивая одновременно все мешающие преждевременные контакты зубов при прикусе.

Окклюзия и возможное воздействие окклюзионных помех на пациентов

Окклюзия (любой контакт между зубами верхней и нижней челюстей) подвержена постоянным изменениям. Любая терапия с замещением твердых тканей зуба искусственными материалами,

удаление зуба (изменение положения зуба), стоматологическое ортопедическое лечение, а также оперативные вмешательства в челюстно-лицевой области всегда сопровождаются изменением окклюзионных соотношений. Постоянный контроль окклюзионных соотношений и четкое представление о всех зависящих от окклюзии факторах являются первичными предпосылками качественного стоматологического лечения.

Максимальное смещение зуба в десмодонте при вертикальной нагрузке составляет приблизительно 20 мкм. При окончательной фиксации несъемных протезов опорные зубы смещаются приблизительно на 20 мкм в направлении соответствующего альвеолярного отростка. После окончания фиксации и снятия нагрузки зубы смещаются в противоположном направлении, возвращаясь при этом в свое изначальное положение. Даже такой преждевременный контактный пункт, который завышен всего лишь на 15 мкм, может существенно мешать пациенту. Для того чтобы избежать неприятных ощущений, пациент старается по возможности не накусывать на новый мостовидный протез и сдвигает при этом нижнюю челюсть в положение, не соответствующее физиологическому оптимуму. Это новое положение становится привычным, что приводит к неравномерной активности жевательной мускулатуры, что, в свою очередь, способно со временем вызвать патологические изменения в височно-нижнечелюстном суставе, а также боли в мышцах. Последствиями могут быть также частые головные боли и бруксизм. При длительно существующем патологическом процессе трудно установить первичную причину заболевания, которая в данном случае кроется в ошибке стоматолога, недостаточно точно припасовавшего мостовидный протез. Каким образом можно избежать возникновения этого болевого ди-

сфункционального синдрома (TMJ-синдрома)?

Все перечисленное выше относится в основном к пациентам, у которых имеются свои зубы и которым изготавливают мостовидные протезы. Однако некоторые положения имеют место и при изготовлении полных съемных протезов. Благодаря тщательной проверке окклюзии и артикуляции в протезах при полной утрате зубов в основном решаются вопросы стабильности последних.

Надежная диагностика преждевременных контактов

Для проверки окклюзии часто используется тончайшая окклюзионная фольга. Согласно общетеоретическим представлениям необходимо всегда использовать именно такую тончайшую фольгу. Однако на практике это часто оказывается очень неудобным и занимает много времени. Окклюзионные контакты могут быть сравнимы по величине с острием иглы, поэтому необходимо применять очень точные диагностические средства, оставляющие цветные отпечатки с четкими контурами. В случае сухих окклюзионных поверхностей, как, например, на модели в артикуляторе, получение отчетливых отпечатков при использовании фольги не составляет проблемы. Однако когда окклюзионные поверхности смочены слюной, в особенности если речь идет о керамических и полированных металлических поверхностях, то фольга оставляет лишь малозаметные отпечатки или этих отпечатков вообще не видно. При этом возникают диагностические ошибки, так как многие стоматологи полагают, что визуальное отсутствие отпечатков достоверно исключает наличие завышенных окклюзионных контактов. Причины плохого качества отпечатков на влажных поверхностях имеют химическую и физическую природу. Красящее покрытие всех видов окклюзионной диа-

гностической фольги и некоторых видов артикуляционной бумаги состоит из воска, масла и пигмента, т.е. из гидрофобной смеси, не гармонирующей с гидрофильными свойствами слюны, основной составной частью которой является вода. Окклюзионная фольга Бауша производится с эмульгирующими добавками, которые придают этой фольге определенную степень адгезивное™ к влажным окклюзионным поверхностям. Толщина красящего покрытия фольги не должна превышать 6 мкм, иначе красящий слой отделяется от несущего материала фольги. Требования, предъявляемые к этому экстремально тонкому слою, очень высоки. Он должен обладать выраженной красящей активностью. Это необходимо для того, чтобы даже мельчайшие контактные пункты могли быть отчетливо видны на окклюзионных поверхностях. По сравнению с фольгой, окклюзионная и артикуляционная бумага способна депонировать значительно большее количество красящего вещества. В частности, артикуляционная бумага толщиной 200 мкм с нарастающей интенсивностью цвета содержит в 10 раз больше красящего вещества, чем фольга, что позволяет получать цветные отпечатки значительно улучшенного качества даже на влажных окклюзионных поверхностях. Контактные пункты моментально становятся четко видимыми.

Артикуляционная бумага Бауша с нарастающей интенсивностью цвета

Артикуляционная бумага Бауша с нарастающей интенсивностью цвета содержит значительное количество краски. Соответственно этому, при проведении проверочной пробы в области контактных пунктов находится много красящего вещества. Кроме того, для улучшения переноса краски на влажные полированные поверхности в артикуляционную бумагу добавляется специальное средство

(Transculase), выполняющее роль посредника при фиксации красящего пигмента на таких поверхностях. Пористая основа артикуляционной бумаги имеет мягкую, губчатую структуру. При проверке окклюзии в зонах контактов возникает высокое давление, мягкая артикуляционная бумага сжимается, и из нее высвобождаются пигменты вместе с посредником адгезии транскулазой. При выраженных преждевременных контактах зубов (высокое давление при накусывании) высвобождается значительное количество краски, в то время как при нормальных контактах (низкое/нормальное давление при накусывании) — меньшее. В соответствии с этим, преждевременные контакты легко распознать по насыщенной темной окраске отпечатков, а нормальные контакты выглядят значительно светлее. Использование артикуляционной бумаги, чувствительной к давлению, дает возможность получить точный профиль распределения жевательного давления. Соединение этой методики с принципом билатерально сбалансированной окклюзии позволяет достичь оптимального распределения сил. У пациентов с патологией височно-нижнечелюстного сустава данная методика легко выявляет, какая сторона в большей степени нагружается при смыкании зубных рядов. В этом случае рекомендуется применять бумагу ВК-03, которая заранее нарезана в форме дуги. При удалении преждевременных контактных пунктов необходимо шлифовать только интенсивно окрашенные места. Следует также учитывать, что смазанные отпечатки контактных пунктов и обширные контактные пункты могут выглядеть идентично.

При тщательном осмотре окрашенных контактных пунктов обращает на себя внимание то обстоятельство, что интенсивно окрашенные контакты имеют очень специфическую форму. В центре

окрашенного окклюзионного контакта виден небольшой светлый участок точечного размера, обрамленный темным цветным кругом. Именно этот светлый участок является истинным местом контакта зубных поверхностей (рис. 16.5, 16.6).

Окклюзионный контакт/преждевременный контакт — светлая поверхность. В этой области имеется наиболее сильное жевательное движение! Эта зона при нормальных контактах должна быть точечного размера. Окружающая жевательная поверхность — темное кольцевидное утолщение. Эта область не является составной частью контактного пункта.

Комбинация артикуляционной бумаги Бауша толщиной 200 мкм и окклюзионной фольги толщиной 8 мкм имеет особенно очевидные преимущества при проведении окклюзионной пробы на золотых или керамических поверхностях. Первая часть пробы проводится с использованием синей артикуляционной бумаги, которая моментально окрашивает контакты. Посредник адгезии — транскулаза — также переносится в область окклюзионного контакта в виде тонкого слоя. Во второй части пробы используется тонкая красная фольга, которая надежно окрашивает в красный цвет эпицентры контактных пунктов. Адгезивность красного пигмента значительно усиливается тонким слоем транскулазы. Красные контактные пункты хорошо видны на окружающем синем фоне, что обеспечивает максимально возможную надежность при выявлении пунктов контакта.

Так называемые синие смазанные контакты служат в качестве посредника при фиксации красного пигмента и создают контрастный синий фон. Все это позволяет точно передать истинные окклюзионные соотношения. Отчетливо видны окклюзионные контакты на керамике (рис. 16.7).



Рис. 16.5. Принцип нарастающей интенсивности цвета. Частицы краски в масляно-восковой эмульсии с Transeulase® перемещаются в направлении действующей силы.



Разрушение частиц краски и одновременное распределение посредника адгезии Transeulase®

Рис. 16.6. Разрушение частиц краски и одновременное распределение посредника адгезии Transeulase®.



Рис. 16.7. Двухфазный метод проверки окклюзии.

Артикуляционная бумага Бауша толщиной 200 мкм с нарастающей интенсивностью цвета

Артикуляционная бумага Бауша толщиной 200 мкм с нарастающей интенсивностью цвета является единственным видом бумаги, позволяющим представить жевательную силу различной интенсивности в виде цветных отображений с оттенками, зависящими от величины нагрузки: малое

давление при накусывании отображается более светлым, а большое давление — более темным отпечатком (см. табл. 16.1).

В считанные секунды стоматолог получает точный профиль распределения жевательного давления. Преждевременные контакты становятся моментально четко видимыми и могут быть целенаправленно сошлифованы.

Только артикуляционная бумага Бауша толщиной 200 мкм с нарастающей интенсивностью цвета способна так надежно регистрировать имеющиеся завышения на контактных пунктах. После первичной обработки завышенных контактов следует в дальнейшем использовать более тонкие проверочные средства.

Артикуляционная бумага толщиной 100 мкм с прогрессирующим выделением цвета

Эта новая гибкая бумага с высоким содержанием армирующих волокон очень точно отвечает изгибам и неровностям поверхностей окклюзии. Обеспечивая плотность проявления цвета, прогрессирующую вместе с силой надавливания, она точно маркирует места окклюзионного контакта или центральных контактных точек. Бумага импрегнирована гидрофильными восками и фармацевтическими маслами. При использовании в неповторимом сочетании с таким вспомогательным средством, как Транскулаза, можно достичь нужного сцепления и отпечатка при проверке окклюзионного контакта даже в самых труднодоступных местах на хорошо отполированной металлической поверхности, на гладкой поверхности керамических материалов и т.д. (см. рис. 16.8, табл. 16.2).

Артикуляционный шелк Бауша толщиной 80 мкм с нарастающей интенсивностью цвета

Артикуляционный шелк Бауша — это высококачественный шелк с такими же свойствами, как у артикуляционной бумаги толщиной 200 мкм с нарастающей

Таблица 16.1

Артикуляционная бумага Бауша толщиной 200 мкм

Упаковка	Количество, листов	Цвет
Пластиковая кассета	300	синий
Наполняемый контейнер	300	синий
Пластиковая кассета	300	красный
Наполняемый контейнер	300	красный
Раздаточное устройство (подковообразное)	50 дугообразных	синий
Раздаточное устройство (подковообразное)	50 дугообразных	красный
Скрепленные листы	300	синий

интенсивностью цвета. Высокая прочность, эластичность и малая толщина шелка позволяют ему плотно облежать все бугорки и углубления зубной поверхности. Шелк оставляет очень точные отпечатки.

Натуральный шелк состоит из волокон, представляющих собой трубчатые белковые структуры. Благодаря такому строению, шелк обладает очень высокой способностью депонировать краску. При работе на моделях шелк можно использовать очень экономно: одну и ту же шелковую полоску разрешается применять до 10 раз.

Окклюзионная бумага Бауша микродюза толщиной 40 мкм

Окклюзионная бумага Бауша микродюза толщиной 40 мкм — очень тонкая и в то же время прочная, с обеих сторон покрыта жидкой краской. Малая толщина этой бумаги исключает получение

ложных или смазанных контактных пунктов и обеспечивает точные, четкие цветные отпечатки. Жидкоокрасочное покрытие с особенной степенью надежности выявляет все окклюзионные контакты даже на смоченных слюной золотых, керамических, полированных металлических или пластмассовых поверхностях. Специальное жидкоокрасочное покрытие состоит из множества микрокапсул, наполненных краской. Микрокапсулы лопаются даже при незначительном давлении и высвобождают жидкую краску, окрашивая места контактов. Эта бумага может использоваться многократно, так как красящее покрытие обладает способностью к регенерации.

Окклюзионная бумага Бауша микродюза толщиной 40 мкм особенно хорошо подходит для двухцветной демонстрации статической и динамической окклюзии. Для этого на первом этапе окрашивают-

Артикуляционная бумага Бауша
толщиной 200 мкм с нарастающей интенсивностью цвета

■ Ч Шит
ШЯ I I ямв*К5м



Рис. 16.8. Артикуляционные бумаги Бауша толщиной 200 и 100 мкм.

Таблица 16.2

Артикуляционная бумага Бауша толщиной 100 мкм

Упаковка	Количество, листов	Цвет
Пластиковая кассета	300	голубой
Пластиковая кассета	300	красный
Пластиковый раздатчик подкова	50	голубой
Пластиковый раздатчик подкова	50	красный
Упаковка прямых полосок	100	голубой
Упаковка прямых полосок	100	красный

ся в красный цвет все контактные пункты в положении центральной окклюзии, а затем проводится второй этап с окраской динамических контактных пунктов в синий цвет. Использование синей бумаги на первом этапе и красной бумаги на втором этапе также дает хорошие результаты.

Окклюзионная бумага Бауша микродюн толщиной 60 мкм

Окклюзионная бумага Бауша микродюн толщиной 60 мкм, как и бумага толщиной 40 мкм, исключает получение ложных или смазанных контактных пунктов и обеспечивает точные, четкие цветные отпечатки. Несколько большая толщина несущего материала позволяет производить эту бумагу в форме подковообразных полосок. Эта отштампованная бумага без затруднений накладывается на зубную поверхность и не требует применения специальных фиксирующих вилок или пинцетов. Все виды подковообразных полосок поставляются в пластмассовом раздаточном устройстве, из которого вы можете достать бумагу одной рукой.

Подковообразные полоски особенно пригодны для пациентов, у которых из-за патологии височно-нижнечелюстного сустава при смыкании зубных рядов соприкасаются антагонисты только одной из сторон. Врач может сразу распознать, какая из сторон предпочитается при акте жевания. При окклюзионной

проверке общих съемных протезов, преимущественно таких, которые припасованы в соответствии с концепцией билатерально сбалансированной окклюзии, желательно получить отпечатки равной интенсивности на всех контактных пунктах.

Требование равной интенсивности отпечатков на контактных пунктах всей зубной дуги является абсолютно необходимым условием правильной припасовки накусочных шин (шина Мичигана). При этом подковообразные полоски бумаги Бауша значительно облегчают проведение проверочных проб на смоченных слюной пластмассовых поверхностях.

Точная пишущая ручка Бауша

Бауш ВЮ-Ink — Шлифовальная паста Бауш

Точная пишущая ручка Бауша применяется для маркировки пунктов давления, линии «А», а также других областей слизистой оболочки полости рта. Этот инструмент можно стерилизовать.

Чернила Бауша для полости рта — ВЮ-Ink предназначаются для регистрации пунктов давления на слизистой оболочке. Эти чернила представляют собой водный раствор зеленой пищевой краски с повышенной вязкостью. ВЮ-Ink наносится прямо на слизистую оболочку с помощью ватных шариков или ватного цилиндра Бауша, закрепленного в специальном фиксаторе. Пункт давления

окрашивается мягкой ватой, а затем надевается съемный протез. Протез должен иметь сухие поверхности. На поверхности протеза, прилежащей к слизистой оболочке, образуется зеленый отпечаток, соответствующий пункту давления.

Окклюзионное смещение всего лишь около 15 мкм может восприниматься некоторыми пациентами как вполне ощутимая помеха. Очень часто самым трудным оказывается локализовать и отшлифовать именно такие минимальные нарушения прикуса. В таких случаях следует применять шлифовальную пасту Бауш (Bausch Einschleifpaste), наносимую в незначительных количествах на нуждающиеся в обработке и сглаживании места и поверхности. Паста обладает тонкой шлифовальной зернистостью своего полирующего материала — карбоната кремния, который, тем не менее, имеет абразивные свойства, вполне достаточные для достижения нужной цели.

Гибкая прикусная вилка Бауша **Пинцеты Бауша Arti-Fol**

Гибкая прикусная вилка является комбинацией двух угловых пинцетов, вставленных в резиновую рукоятку. Пинцеты не фиксируются жестко, а остаются подвижными. Прикусная вилка особенно хорошо подходит для фиксации тонкой окклюзионной бумаги дугообразной формы и для широкой (75 мм) артикуляционной фольги.

Для особенно надежной фиксации артикуляционной и окклюзионной бумаги, а также фольги рекомендуется использовать фиксирующие пинцеты Arti-Fol с выточенной продольной канавкой и пинцеты Arti-Fol «Special 2-PIN» с двумя фиксирующими шипами.

Клип-фиксирующая рамка-держатель для прикуса представляет собой альтернативу металлическому инструментарию для фиксирования тонкой артикуляционной бумаги и используется для проверки окклюзии. Эластичная ручка может использоваться многократно и подвергаться неоднократной стерилизации.



Авторы



Воронов Анатолий Петрович - проф. кафедры госпитальной ортопедической стоматологии Московского государственного медико-стоматологического университета (МГМСУ), автор более 100 научных работ, соавтор 4 учебников и монографий. Имеет 5 авторских свидетельств, 7 методических рекомендаций. Под его руководством защищено 6 диссертаций на соискание ученой степени кандидата мед. наук. Основная научная направленность — материаловедение и протезирование при полной утрате зубов

Лебеденко Игорь Юльевич - заведующий кафедрой МГМСХ засл. деятель науки РФ, докт. мед. наук, проф., автор 8 монографий, 1 учебника, 36 учебных пособий, более 300 публикаций, 43 изобретения, научный консультант 4 докторских диссертаций, научный руководитель 53 кандидатских диссертаций. Основное направление исследований — стоматологическое биоматериаловедение.

Воронов Игорь Анатольевич - канд. мед. наук, ассистент кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ. Имеет 5 авторских свидетельств и 15 печатных работ. Основное направление работ — протезирование пациентов при полной утрате зубов.