

**РУКОВОДСТВО
ПО
ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ
СТОМАТОЛОГИИ
ПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПРИ ПОЛНОМ
ОТСУТСТВИИ ЗУБОВ**

Под редакцией

И. Ю. Лебедево

Э. С. Каливрадзияна

Т. И. Ибраимова



**МЕДИЦИНСКОЕ ИНФОРМАЦИОННОЕ
АГЕНТСТВО**

АВТОРСКИЙ КОЛЛЕКТИВ

15.01.04 ЗДЧ
01.02.02 АЭП

РУКОВОДСТВО
ПО
ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ
СТОМАТОЛОГИИ

ПРОТЕЗИРОВАНИЕ ПРИ ПОЛНОМ
ОТСУТСТВИИ ЗУБОВ

Под редакцией профессора И. Ю. Лебеденко,
профессора Э. С. Каливрадзияна
и профессора Т. И. Ибрагимова

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



МЕДИЦИНСКОЕ ИНФОРМАЦИОННОЕ
АГЕНТСТВО
МОСКВА - 2005

УДК 616.31
ББК 56.6
Р84

Рецензенты:

чл.-корр. РАМН, д-р мед. наук, проф. *Л. С. Персии*,
заслуженный деятель науки РФ, д-р мед. наук,
проф. *А. И. Дойников*

Р84 **Руководство по ортопедической стоматологии. Протезирование при полном отсутствии зубов** / Под ред. И. Ю. Лебеденко, Э. С. Каливрадзияна, Т. И. Ибрагимова. — М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2005. — 400 с: ил.

ISBN 5-89481-235-6

В руководстве представлены материалы научных изысканий и клинического опыта работы не только отечественных, но и зарубежных специалистов.

Приведены сведения о строении слизистой оболочки полости рта, о ее состоянии в норме и изменениях под влиянием базисов протезов. Широко представлены физико-химические характеристики основных и вспомогательных материалов, а также материалы протезирования при полном отсутствии зубов. Описаны клинико-лабораторные этапы изготовления пластиночных протезов, методы и особенности протезирования на имплантатах. Рассмотрены вопросы непереносимости базисных материалов и их компонентов, способы улучшения фиксации протезов и вопросы профилактики и гигиены.

Руководство предназначено для студентов стоматологических факультетов, врачей-интернов и ординаторов.

УДК 616.31
ББК 56.6

ISBN 5-89481-235-6

Коллектив авторов, 2005
Оформление. ООО «Медицинское
информационное агентство», 2005

АВТОРСКИЙ КОЛЛЕКТИВ:

И. Ю. Лебеденко — проректор по науке МГМСУ, зав. кафедрой госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ, д-р мед. наук, профессор.

Э. С. Каливрадзиян — зав. кафедрой ортопедической стоматологии ВГМА, д-р мед. наук, профессор.

Т. И. Ибрагимов — зав. кафедрой ортопедической стоматологии ФПКС МГМСУ, д-р мед. наук, профессор

С. Д. Арутюнов — зав кафедрой стоматологии общей практики ФИКС МГМСУ, д-р мед. наук, профессор.

Е. А. Брагин — зав. кафедрой ортопедической стоматологии < ТМА, д-р мед. наук, профессор.

Е. А. Лещева — профессор кафедры ортопедической стоматологии ВГМА, д-р мед. наук

Б. П. Марков — зав. кафедрой факультетской ортопедической стоматологии МГМСУ, д-р мед. наук, профессор.

В. Н. Олесова — зав. кафедрой клинической стоматологии и имплантологии Института повышения квалификации ФУ «Медби-<>жстрем» при МЗ РФ, д-р мед. наук, профессор.

Г. И. Оскольский — зав. кафедрой ортопедической стоматологии ДГМУ, д-р мед. наук, профессор.

А. Н. Ряховский — зав. отделом ортопедической стоматологии ПШИИС, д-р мед. наук, профессор.

А. В. Цимбалистов — зав. кафедрой ортопедической стоматологии МАПО г. Санкт-Петербург, д-р мед. наук, профессор.

С. Е. Жолудев — зав. кафедрой ортопедической стоматологии УГМА, д-р мед. наук, профессор.

С. И. Бурлуцкая — доцент кафедры ФУВ ортопедической стоматологии с курсом ортодонтии ВГМА, канд. мед. наук.

Н. А. Голубев — доцент кафедры ортопедической стоматологии и ПГМА, канд. мед. наук.

А. Б. Перегудов — доцент кафедры госпитальной ортопедической стоматологии МГМСУ, канд. мед. наук.

М. Н. Мусин — ассистент кафедры общей практики и анестезиологии ФПКС МГМСУ, канд. мед. наук.

Д. В. Алабовский — ассистент кафедры ортопедической стоматологии ВГМА, канд. мед. наук.

Т. А. Гордеева — ассистент кафедры ортопедической стоматологии ВГМА, канд. мед. наук.

Е. Ю. **Каверина** — ассистент кафедры ортопедической стоматологии ВГМА, канд. мед. наук.

Н. Г. Картавцева — ассистент кафедры ортопедической стоматологии ВГМА, канд. мед. наук.

В. А. **Парунов** — ведущий научный сотрудник лаборатории материаловедения НИМСИ при МГМСУ.

Л. Р. Ширяева — ассистент кафедры ортопедической стоматологии ВГМА, канд. мед. наук.

А. К. Корнев — ассистент кафедры ортопедической стоматологии ВГМА.

П. И. Манеляк — ассистент кафедры ортопедической стоматологии ВГМА.

Предисловие

Проблема протезирования при полном отсутствии зубов является одним из сложнейших разделов ортопедической стоматологии. Трудности возникают как для понимания и изучения, так и для применения полученных знаний в клинической практике врача-ортопеда. В последние годы накоплен большой научный потенциал, создано много новых, современных методик протезирования при полном отсутствии зубов, разработаны новые основные и вспомогательные материалы.

В руководстве дана историческая справка о развитии съемного протезирования начиная с прошлых столетий и до настоящего времени. Необходимость в представлении обобщенных данных о строении слизистой оболочки и костной основы протезного ложа продиктована важностью использования этих знаний в планировании ортопедического лечения. Рассмотрены не только особенности, но и возрастные изменения тканей протезного ложа, а также реакция слизистой оболочки на воздействия базисных материалов или их • оставляющих. Немаловажны и современные клинические приемы, которыми должен владеть врач-ортопед. Наиболее эффективные из них описаны в руководстве достаточно подробно, чтобы их можно было с успехом использовать.

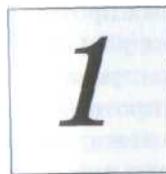
Технологии съемного протезирования постепенно совершенствуются. Идет бурное развитие сухой полимеризации, в том числе и СВЧ, а также методик литьевого прессования с применением современных шприцев и полимеризаторов направленного **нагрева**. Достаточный объем в руководство занимает материал о **СПОС**.... протезирования на основе старых **протезов**, об использовании клещи композиций в качестве профилактических средств, улучшающих фиксацию и стабилизацию съемных протезов. **Особое** место • занимают способы фиксации протезов на имплантатах с подробным

описанием клинических и технологических приемов протезирования. Чрезвычайно важной является информация о способах и методах эстетического протезирования.

Все сказанное выше послужило поводом для обобщения ранее накопленного клинического опыта и последних достижений ортопедической стоматологии и издания этого материала в виде практического руководства.

*

Профессор И. Ю. Лебеденко



История протезирования съемными пластиночными протезами при полном отсутствии зубов

Как известно, археологические находки первых черепов, имеющих фрагменты беззубых челюстей, относятся к периоду неолита, а также к бронзовому веку.

Начало развития протезирования как ремесла и науки относится к становлению древних цивилизаций: Египетской, возникшей в долине реки Нила, Ассирийской и Вавилонской, возникших в долинах Тигра и Евфрата. Упоминания о лечении зубов встречается в папирусе Эберса (около 1550 г. до н. э. Новое царство. XVIII династия). Наибольшего развития к IV и V столетиям до н. э. в Египте получили такие технологии (впоследствии применявшиеся в съёмном протезировании), как литье из золота и серебра по носковым выплавляемым моделям, получение золотого листа методом проката, штамповка по золоту с применением штампов и контрштампов, получение золотой и серебряной проволоки методом волочения, добыча гипса и его прокаливание. Зубная боль и потеря зубов трактовались как признак «божественного неудольствия».

Живший в этот период греческий историк и первый египтолог Геродот писал, что в Египте уже были специалисты по медицине, среди которых существовало разделение деятельности в зависимости от частей тела, включая зубы, хотя никаких вещественных доказательств изготовления протезов в тот период не найдено. IV лультаты раскопок греческих **митрополий** и колоний (в Ионии, на лападном побережье Малой Азии и в Причерноморье) несут им формацию только об **инструментах** и сосудах медицинского и < го патологического назначения. Принимая во вниманието, что і р.ч.с кие рациональные теории к VI столетию до н. э. получи пи **большое** развитие, вполне вероятно, что греки смогли **теоретически**

обосновать вопросы, связанные с изготовлением зубных протезов. Применение этих знаний было воплощено на практике уже этрусками. Этрусски, населявшие север Апеннинского полуострова, уже к 700-му году до н. э. широко изготавливали зубные протезы, которые состояли из ряда последовательно соединенных между собой посредством золотой проволоки или ленты естественных зубов антропогенного характера. Эти протезы находятся в музеях на территории современной Италии. Кованные или литые ленты либо обручи, используемые при этом, стягивались при помощи золотых заклепок или той же проволоки и фиксировали естественные зубы. Эти протезы могли существовать как мостовидные, частично съемные или полные съемные, при этом фиксация и стабилизация съемных протезов в челюстях осуществлялась за счет корней естественных зубов, которые устанавливались в эпителизированные естественные или искусственные лунки зубов.

В древнем Риме существовал закон, регулирующий ритуал захоронения. Согласно этому закону, разрешалось хоронить покойников вместе с золотыми зубными протезами, при этом оговаривалось, что только с несъемными, закрепленными на своих естественных зубах. Съемные же протезы вместе с другими золотыми украшениями захоронивать не разрешалось по той причине, что в их конструкции использовались зубы, принадлежавшие другим лицам, как правило, рабам. По этим причинам в узнаваемом виде эти протезы до нас не дошли.

Аравийская цивилизация также внесла вклад в развитие протезирования. Арабы, завладевшие землями на севере Африки, Южной Европы, малой Азии, создали богатую Империю с центрами культуры и науки в таких удаленных местах, как Стамбул, Багдад, Каир и Кордова в Испании. Медицинская наука была очень высоко развита, при этом до нашего времени дошла масса рукописей. Многие люди пользовались съемными зубными протезами, в том числе и полными. Эти протезы выполняли в основном декоративную функцию и состояли из материалов зоогенного характера — базиса из слоновой кости, в котором фиксировались искусственные зубы, выполненные из зубов гиппопотама. Зубы антропогенного характера в силу вероисповедания арабами не использовались.

В Римской империи протезирование зубов получило широкое распространение. Материалами для протомпроиопия служили золото, слоновая или бычья кость, дерево, **зубы** людей. Начавшаяся в XV в. эпоха Возрождения известна выдающимися заслугами в области практического зубопротезирования одного из крупных хирургов

XVI в. — Амбруаза Паре (Ambroise Pare), жившего в Париже (1510-1590). Отсутствующие зубы он (так же, как это делалось до него) замещал искусственными из бычьей или слоновой кости, укрепляя их золотой проволокой. Однако он впервые стал вырезать из одного куска кости несколько зубов в виде блоков. Ему принадлежит идея и первая попытка замещения дефектов твердого неба **обтуратором**.

В 1728 г. вышло в свет руководство по зубопротезированию Пьера Фошара (Foucharde) «Зубная хирургия или трактат о зубах». Многие и не без основания считают Фошара основателем научного зубопротезирования, например фиксация съемных протезов пружинами. Фошар кроме того усовершенствовал небный обтуратор, объединив его с протезом.

Следующей вехой в совершенствовании эффективности зубных протезов явилась методика получения функциональных оттисков по Шроту (1864), обеспечившая несколько более эффективную фиксацию и стабилизацию съемных протезов на беззубых челюстях (рис. 1.1). Несмотря на многочисленные более или менее удачные модификации, методика Шрота остается классической и в настоящее время. Методику Шрота трудно переоценить, если вспомнить, что в середине XVIII в. съемные протезы фиксировались с помощью интритротовых взаимоотталкивающихся пружин Фошара (1728).



Рис. 1.1. Набор для съемно о протезирования

Настоящий переворот в протезировании был связан с изобретением фарфоровых зубов. Идея применения фарфора для изготовления протезов принадлежала французскому аптекарю Дюшато (1774). Она была реализована им вместе с хирургом Дюбуа де Шеманом (Dubois de Chemant). В 1788 г. они получили патент Парижской академии наук. Более широкое распространение фарфоровых зубов стало возможным после значительной рационализации их формы и способа изготовления. Фарфоровые зубы с металлическими штифтами (крампонами) были предложены итальянцем Фонци (1808). Фабричное производство фарфоровых зубов было налажено лишь в середине XIX в. Уайтом (1822-1879). Как базисный материал фарфор не получил распространения, поскольку при обжиге он дает очень большую усадку.

Следующий этап в развитии протезирования связан с изобретением в 1839 г. Гудьером (Goodyear) способа вулканизации каучука (рис. 1.2). В зубном протезировании вулканизированный каучук был применен впервые в 1848 г., а первый вулканизатор, изобретателем которого был Петмен (Putman), появился в 1855 г. Почти в течение 100 лет каучук применялся для изготовления базисов съемных протезов, пока на смену ему не пришла более гигиеничная, дешевая и удобная в технологии акриловая пластмасса.

Первым оттискным материалом в стоматологии был воск. Применение гипса для этих целей относится примерно к 1840 г. Введение его в зубопротезную практику явилось целым событием. Будучи дешевым и хорошим оттискным материалом, он позволял получить точные модели. В 1848 г. впервые была применена гуттаперча.



Рис. 1.2. Кіюеіа і каучук (конец XIX — начало XX в.)

Госле Стенса (Stens), предложившего в 1856 г. термопластический оттискный материал, названный впоследствии стенсом, появилось еще несколько видов оттискных масс подобного рода. В дальнейшем они вошли в группу термопластических.

Идея функционального оттиска принадлежит Шротту (Schrott, 1864). Он предложил по анатомическим слепкам отливать анатомические модели, на которых штамповали ложки из листового алюминия. Для удержания ложек на челюстях их соединяли пружинами Фошара, выстилали с внутренней стороны гуттаперчей и вводили в рот. В течение 30-40 минут больному предлагали говорить, глотать, петь и т. п. При этом под действием мускулатуры формировались пысота и объемность края слепка. Методика, предложенная Шроттом, сейчас не применяется, так как найдены более простые и совершенные способы. Однако трудно переоценить значение этой идеи и ее последующее влияние на протезирование у больных с беззубыми челюстями.

В 1972 г. Момме предложил на отлитых по анатомическим слепкам моделях изготавливать съемные протезы, края которых он укорачивал на 1,5-2 мм, срезанные края Момме восстанавливал размягченной гуттаперчей, протезы вводил в рот, и больной пользовался ими в течение 2-3 дней. В процессе функции (речь, прием пищи) мягкая гуттаперча формировала края протеза, после чего ее заменяли базисным материалом.

Слаком была предложена методика снятия оттисков индивидуальными ложками в состоянии полного покоя — метод «misco-seal», усовершенствованный в дальнейшем Девеном (1974) и Ал-оинсоном (1958). Вильд (1960) предложил «клапанный оттиск», при котором края ложки формировали гуттаперчей при пассивных и активных движениях. Двигательные тесты при снятии функциональных оттисков применяли Фиш (1937) и Суенян (1948), Кемеки (1955), W. Me. Cracken (1958), R. Voss (1958), Б. Боянова. Однако выработанные ими двигательные тесты отражали далеко не все функциональные состояния подвижных тканей при разговоре, смехе, глотании. Наиболее полный комплекс движений и их обоснование были разработаны в 1957 г. австрийским врачом Ф. Терботом. Протезы, изготовленные по методу Ф. Тербота, имели расширенные границы и получили название • кстезионных.

По мере развития зубного протезирования шло накопление знаний о законах движения нижней челюсти, взаимоотношения зубных рядов и элементов височно-челюстного сустава по мере

жевания. В дальнейшем эта проблема получила название **артикуляционной**.

Первый примитивный гипсовый артикулятор был создан в 1805 г. парижским зубным врачом Гарио. В 1840 г. Эванс получил патент на артикулятор, воспроизводивший **протрузионные** и боковые движения нижней челюсти. Более совершенный аппарат такого рода был предложен Бонвиллом (1865) (рис. 1.3).

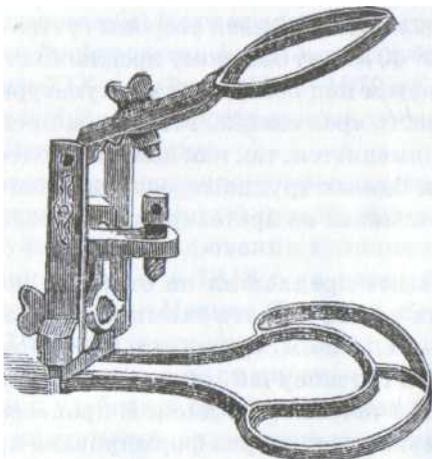


Рис. 1.3. Артикулятор с подвижной нижней платформой (конец XIX в.)

В царской России зубное протезирование, а вместе с ним и зубопротезная техника находились в руках небольшого числа практикующих зубных техников. Царская Россия не имела ни одного производства по изготовлению материалов для зубного протезирования. Большинство материалов, в том числе искусственные фарфоровые зубы, поступали в Россию из зарубежных стран. Сама система организации здравоохранения и отсталое развитие промышленности не давали возможности развиваться творческой мысли в изыскании новых методов протезирования зубов и внедрения новых материалов. Врачи и техники опирались на опыт зарубежных врачей, пользуясь в основном импортными материалами.

В первые годы после Великой Октябрьской социалистической революции зубные протезы на беззубые челюсти изготавливались по оттиску, полученному стандартной металлической ложкой. Базисы протезом делали из каучука с включением в них присосов различных конструкций (рис. 1.4 и 1.5). Иногда в зубные протезы



Рис. 1.4. Вакуумные фиксаторы для полного съемного протеза типа «присос» (конец XIX в.)

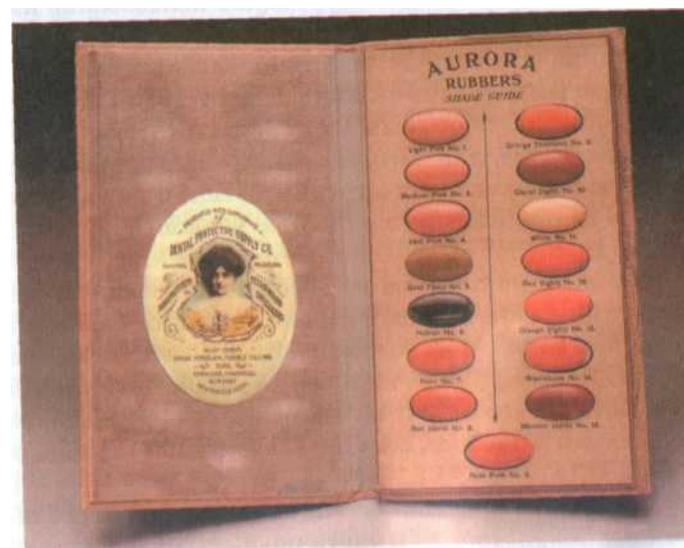


Рис. 1.5. Расцветка каучука для базиса протезов

на нижнюю челюсть вводили золото с целью утяжеления. Однако эти методы не давали необходимого функционального эффекта, и начиная с конца 1920-х гг. в отечественной стоматологической литературе появились сообщения о способах получения оттисков с беззубых челюстей, которые исключали применение присосов.

Рассматривая развитие учения о протезировании при полном отсутствии зубов за годы Советской власти, следует отметить, что цели исследователей и практических врачей были посвящены решению таких проблем, как:

- 1) устранение пружин и присосов;
- 2) создание хирургическим путем механических условий для фиксации протезов;
- 3) расширение присасывающей площади протеза;
- 4) изучение строения тканей протезного ложа;
- 5) разработка оптимальных способов постановки искусственных зубов.

Один из наиболее старых способов фиксации протезов — использование пружин, которые укреплялись к базису съемных протезов. Однако такие протезы были малоустойчивы во время разжевывания пищи, травмировали слизистую оболочку полости рта, а главное — приводили к постоянному напряжению жевательной мускулатуры, что значительно затрудняло пользование ими. Поэтому такой метод фиксации протезов не нашел широкого применения в клинике ортопедической стоматологии и использовался лишь при тяжелых дефектах челюстей. Еще в 1920-е гг. А. Я. Катц предлагал фиксировать протезы на нижней челюсти при помощи выдвижных захватов, для чего рекомендовал использовать внутреннюю косую линию как естественный выступ на челюсти. Этот метод в связи с его большой сложностью не нашел широкого применения в клинике ортопедической стоматологии.

Методы фиксации постепенно совершенствовались, особенно с развитием хирургии. В нашей стране операции имплантации с использованием металлического каркаса со штифтом были выполнены в 1958 г. В. Ю. Курляндским. Однако эта методика имеет значительные недостатки: вокруг штифтов постоянно поддерживается воспалительный процесс, а из патологических карманов выделяется гной.

Описаны опыты вживления в тело альвеолярного гребня челюсти инородных тел, которые бы частично выступали над ее поверхностью и служили для фиксации протезов кламмерами или другими приспособлениями (Э. Я. Варес и др.).

В отечественной литературе приводятся многочисленные примеры увеличения объема атрофированного альвеолярного гребня путем ауто-, гомо-, гетеро- и аллопластики. Г. Б. Брахман пыталась путем использования поднадкостнично расположенных кусочков трупного хряща или имплантатов из пластмассы АКР-9 либо Эгмассе-12 создать альвеолярный гребень в месте наибольшей атрофии альвеолярной части нижней челюсти, однако результаты его исследования не были опубликованы.

К механическим методам следует отнести укрепление протезов с помощью отталкивающих магнитов. А. И. Дойников и соавт. (1967), Б. Н. Бынин и А. И. Бетельман (1962; 1968) придавали большое значение физическим методам фиксации протезов, к которым они относили адгезивность и функциональную присасываемость. В своих работах эти авторы отмечали, что для получения адгезивности поверхность зубного протеза должна точно отражать макро- и микрорельеф слизистой оболочки протезного ложа. Кроме того, по их мнению, необходимо, чтобы между соприкасающимися поверхностями был весьма тонкий слой слюны, обеспечивающий максимальное прилипание протеза к слизистой оболочке.

Разработка методов фиксации и стабилизации при полном отсутствии зубов неразрывно связана с тщательным исследованием анатомо-топографических особенностей беззубых челюстей. В частности, Г. Б. Брахман в работе «Условия фиксации полного протеза на беззубой нижней челюсти» (1940) анализировала анатомо-физиологические условия, мешающие фиксации полного нижнего протеза. Автор считала, что «для лучшей фиксации протеза необходим строгий учет окружающей активной мускулатуры и слизистой оболочки».

Изучая топографические особенности мест прикрепления мышц на беззубых челюстях и их зависимость от степени атрофии альвеолярных гребней и тела челюстей, В. Ю. Курляндский предложил классификацию беззубых челюстей, опубликованную в монографии «Протезирование беззубых челюстей» (1955). В основу этой классификации положены изменения топографии мест прикрепления мышц в связи с потерей зубов и атрофией альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей. На верхней челюсти В. Ю. Курляндский различал три типа атрофии, на нижней — пять типов.

В 1962 г. И. М. Оксман предложил классифицировать бонусы челюсти (верхнюю и нижнюю) на 4 типа по степени и равномерности и их атрофии и конфигурации альвеолярного гребня, (вой формы и многолетний опыт протезирования при полном отсутствии

зубов И. М. Оксман обобщил в монографии «Клинические основы протезирования при полном отсутствии зубов» (1962).

Для повышения качества протезирования беззубых челюстей стоматологи-ортопеды изучали анатомическую и патологическую структуру слизистой оболочки, ее степень податливости и подвижности. Объясняя различную степень податливости слизистой оболочки, Е. И. Гаврилов связывает вертикальную податливость с густой сосудистой сетью подслизистого слоя. В работе «Топография буферных зон верхней беззубой челюсти» (1963) он ввел понятие буферных зон и описал их расположение.

Учет функционального состояния слизистой оболочки переходной складки клапанной зоны и других анатомических образований является основой всех функциональных методов получения оттисков. М. С. Неменов в работе «К технике функционального оттиска» (1929) отмечал, что для получения функционального оттиска необходимо изготовление предварительной модели, затем — индивидуальной ложки и снятие с ее помощью компрессионного оттиска в центральном соотношении челюстей. В 1929 г. А. Г. Лебит в работе «Проблема функциональных слепков и постановка в анатомическом артикуляторе» писал о необходимости перехода от простых гипсовых оттисков к функциональным. Б. Н. Бынин подразумевал «под функциональным слепком оттиск, точно отражающий рельеф мягких тканей челюстей в момент их деятельности». Под анатомическим слепком он понимал отпечаток челюсти в момент покоя. В свою очередь Е. М. Гофунг различал протезный, ортодонтический и ортопедический оттиски, а протезный он подразделял на анатомический и физиологический, или функциональный. А. И. Бетельман все оттиски для беззубых челюстей делил по двум признакам: 1) по высоте краев и 2) по степени отжатия слизистой оболочки. По первому признаку оттиски подразделяются на анатомические, функциональные и присасывающие, по второму — на разгружающие и компрессионные.

В. Ю. Курляндский предлагал делить все оттиски на произвольные и ограниченные, причем ограниченными оттисками можно снять копию тканей будущего ложа протеза в различном состоянии, поэтому следует различать статический, компрессионный и функционально-компрессионный оттиски. Е. И. Гаврилов и И. М. Оксман в учебнике «Ортопедическая стоматология» (1968) предложили свою классификацию оттисков. Работа по проверке различных методов получения оттисков под давлением проводилась Н. В. Калининой под руководством Л. В. Ильиной-Маркосян на протяжении

10 лет на кафедре ортопедической стоматологии Центрального института усовершенствования врачей. На основании проведенных исследований Н. В. Калинина предложила для получения оттисков использовать «принцип избирательного давления на отдельные участки протезного ложа в зависимости от функциональной выносливости подлежащих тканей». Она считала также необходимым функциональное оформление краев оттиска во всех отделах клапанной зоны и максимальное использование площади протезного ложа.

В СССР широко применяли предложенный в 1930-е гг. Г. Б. Брахман и З. В. Коппом метод получения функционального оттиска (метод ЦИТО). Он был включен в первый отечественный учебник для стоматологических институтов «Ортопедическая стоматология» (Н. А. Астахов, Е. М. Гофунг, А. Я. Катц, 1940).

Метод создания клапана вокруг протеза для лучшей фиксации его на беззубых челюстях (особенно на нижней челюсти) был предложен в 1950-х гг. венским врачом Гербстом. В Московском и Казанском институтах проводилась работа по проверке этого метода: в ММСИ — Я. Б. Ковалевой и Н. И. Лариным (1958), в КГМИ — К. И. Кутуевой (1959) и др.

Для успешного протезирования беззубых челюстей большое значение приобретают исследования закономерностей строения и изучение функциональных взаимоотношений отдельных органов сформированной зубочелюстной системы. В первую очередь это связано с изучением артикуляции и окклюзии и закономерностей построения зубных рядов.

А. М. Гузиков в своих работах (1930-1931) показал, что в сложной системе артикуляционного равновесия принимают участие многие факторы: форма зубных дуг, суставной путь нижней челюсти, жевательная мускулатура, окклюзионная плоскость, высота бугров зубов. При этом необходимо учитывать роль каждого критерия в этой сложной системе для эффективного протезирования при полном отсутствии зубов.

Широкое применение получили анатомические артикуляторы А. Гизи (1924), построенные на основании длительного изучения механики движения нижней челюсти. И. М. Оксман в докладе на заседании Казанского одонтологического общества (1928) и в работе «Постановка зубов для беззубого рта по Гизи» (1931) осветил этапы исторического развития анатомического артикулятора и изложил метод постановки зубов при полном их **отсутствии** и по Гизи. В 1931 г. Я. М. Хаит изобрел первый советский анатомический артикулятор СИА-1, который по **конструкции** был

значительно проще иностранных. Метод, разработанный автором, дал возможность индивидуальной постановки искусственных зубов.

Функциональная ценность протезов находится в прямой зависимости от того, насколько они сочетаются с индивидуально-динамическими закономерностями строения зубочелюстного аппарата. Установление этих закономерностей у лиц при полном отсутствии зубов достигается дополнительными исследованиями, которые состоят из записи сагиттального суставного пути (внеротовая и внутриротовая), записи угла резцового пути, записи угла бокового суставного пути и формирования окклюзионных кривых. Запись всех движений нижней челюсти может быть проведена одновременно. Внутриротовая запись с пришлифовыванием окклюзионных поверхностей с использованием феномена Кристенсена была впервые предложена А. Я. Катцем и З. П. Гельфаном (1937). Этим методом авторы пользовались для анатомической постановки зубов в шарнирном окклюдаторе. Недостаток артикуляторов Гизи и Хаита, а иногда нежелание или неумение некоторых стоматологов заниматься постановкой зубов в упрощенных анатомических артикуляторах привели к тому, что многие зуботехнические лаборатории и в настоящее время осуществляют анатомическую постановку в окклюдаторах по разработанному М. Е. Васильевым способу постановки по стеклу, имитирующему горизонтальную протетическую плоскость.

В ряде работ отводилось значительное место совершенствованию технологии изготовления протезов для беззубых челюстей. В. Ю. Курляндский в 1955 г. опубликовал так называемый беспечный метод изготовления протезов. В. Н. Копейкин в 1959 г. разработал метод, позволяющий получить одновременно непосредственно в полости рта большого базис протеза из быстротвердеющей пластмассы. Одновременно велись работы по изготовлению протезов при полном отсутствии зубов с металлическим базисом (В. Ю. Курляндский, 1957; В. Н. Копейкин, 1961; и др.).

Для повышения функциональной ценности зубных протезов, предупреждения воспалительных и атрофических процессов в слизистой оболочке и костной ткани были разработаны и внедрены в практику двухслойные базисы (И. И. Ревзин, 1959; и др.). Е. О. Копыт в работе «Значение двухслойного базиса протеза в эффективности протезирования беззубых челюстей» (1967) показал, что при неблагоприятных анатомо-топографических условиях протезного ложа базис протеза должен быть дифференцированным.

Применение двухслойных базисов на основе мягких пластмасс микрилового ряда является одним из перспективных направлений развития съемного протезирования. С этой целью в последние годы ведутся успешные разработки новых методов диагностики и лечения, а также усовершенствуются клинико-лабораторные этапы изготовления съемных протезов (Э. С. Каливрадзян, И. Ю. Лебеденко, Б. П. Марков, 1998; 2001; А. С. Щербаков, 1907).

В настоящее время ведутся научные изыскания по совершенствованию технологии съемного протезирования, успешно внедряется методика микроволновой полимеризации базисных пластмасс (И. Ю. Лебеденко, 2000; Б. П. Марков, Е. Г. Пан, 1999; 2001), разрабатываются новые рецепты пластмасс как для твердых, так и для мягких слоев базисов (А. П. Воронков, 2003; Э. С. Каливрадзян, 2000; И. Ю. Лебеденко, 2002; 2003; А. В. Цимбалистов, 2001), совершенствуются и создаются новые типы артикуляторов (Е. А. Брагин, 2001), методы изготовления индивидуальных ложек, оттисков матрицы, виды воска, термопластические массы, а также методики упаковки и полимеризации пластмасс (Э. С. Каливрадзян, 1998; Б. П. Марков, 2000; Э. Я. Варэс, 2002; А. В. Цимбалистов, 2001).

Протезирование при полном отсутствии зубов представляет собой одну из сложнейших и до конца не изученных проблем ортопедической стоматологии. К настоящему времени накопились новейшие данные о закономерностях строения зубочелюстного аппарата, на основе которых разработаны практические методы ортопедического лечения при потере всех зубов и создается сравнительно стройное учение о протезировании беззубых челюстей.

2

Функциональная анатомия зубочелюстной системы

2.1. ХАРАКТЕРИСТИКА СМЫКАНИЯ ЗУБНЫХ РЯДОВ

В клинике ортопедической стоматологии из сложной биомеханики жевательного аппарата выделяют артикуляцию и окклюзию. Наиболее распространено определение артикуляции, сформулированное А. Я. Катцем. *Артикуляция* — это всевозможные положения и перемещения нижней челюсти по отношению к верхней (жевание, речь, различные виды смыкания зубных рядов) посредством жевательной мускулатуры. Смыкание зубных рядов или отдельных групп зубов-антагонистов определяется как *окклюзия*. Любая физиологическая окклюзия характеризуется окклюзионным, мышечным и суставным признаками. В клинике ортопедической стоматологии принято выделять центральную, две боковых (правую и левую), переднюю и заднюю окклюзии.

Передняя окклюзия (рис. 2.1) характеризуется выдвиганием нижней челюсти вперед (протрузия). Это происходит при двустороннем сокращении латеральных крыловидных мышц. При этом достигается смыкание передних зубов в стык, в боковых отделах

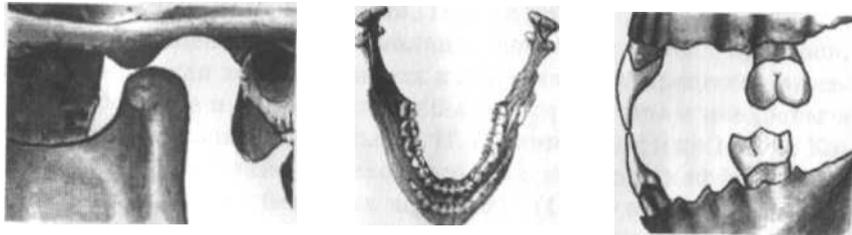


Рис. 2.1. Окклюзионные и суставные признаки передней окклюзии

наблюдается контакт между дистальными буграми вторых моляров или его отсутствие (дезокклюзия). В норме, при передней окклюзии, средняя линия лица совпадает с линией, проходящей между центральными резцами.

Боковая окклюзия (рис. 2.2) возникает при движении нижней челюсти кнаружи от срединно-сагиттальной линии (латеротрузия). Головка нижней челюсти на стороне смещения, слегка вращаясь, остается у основания суставного бугорка, а на противоположной стороне она перемещается к его вершине. Боковая окклюзия сопровождается односторонним сокращением латеральной крыловидной мышцы, противоположной стороне смещения. Средняя линия лица не совпадает с линией, проходящей между центральными резцами.

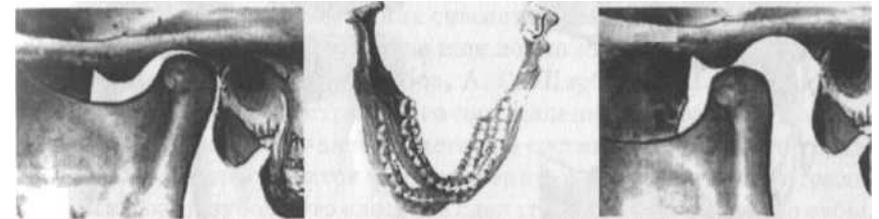


Рис. 2.2. Окклюзионные и суставные признаки правой боковой окклюзии

Задняя окклюзия (рис. 2.3) возникает при дистальном смещении нижней челюсти из центрального положения. Головки нижней челюсти при этом смещены назад и вверх. Из этой позиции невозможны боковые сдвиги нижней челюсти.

Под центральной окклюзией следует понимать смыкание зубных рядов при максимальном контакте их антагонизирующих пар, когда жевательные мышцы, поднимающие нижнюю

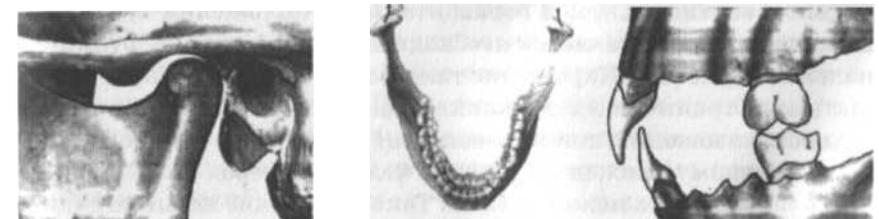


Рис. 2.3. Окклюзионные и суставные признаки задней окклюзии

челюсть, одновременно и равномерно напряжены, а головка нижней челюсти находится на скате суставного бугорка у его основания (рис. 2.4).

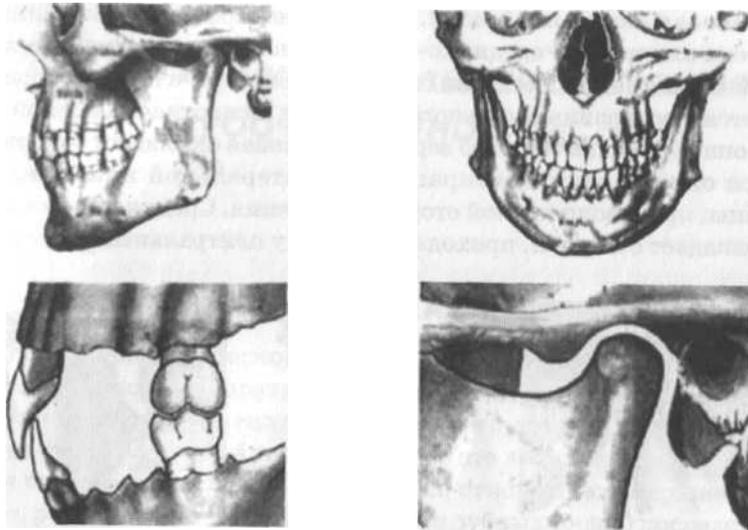


Рис. 2.4. Оклюзионные и суставные признаки центральной окклюзии

Последний суставной компонент центральной окклюзии не является постоянным и индивидуален для каждого вида прикуса. Из этого положения еще возможны боковые сдвиги нижней челюсти. При центральной окклюзии нижняя челюсть занимает центральное положение в черепе. Есть и другая точка зрения. Так, Л. С. Персии (1996) считает, что под центральной окклюзией следует понимать максимальное смыкание зубных рядов при привычном положении нижней челюсти, с чем также нельзя не согласиться.

Правильный межбугорковый контакт между зубами при стабильном вертикальном и горизонтальном положении верхней и нижней челюстей является необходимым условием для функциональной гармонии. Нарушение такого контакта может предотвращать или ограничивать смыкание зубных рядов в устойчивом дистальном положении нижней челюсти. Кроме того, оно может мешать плавному движению нижней челюсти вперед и в стороны в пределах контакта между зубами. Такое состояние называют «дисгармонией **окклюзии**», в результате которой может изменяться и нарушаться функциональная согласованность нервно-мышечного

аппарата. Поэтому кроме физиологической окклюзии следует выделять *патологическую*, при которой имеет место нарушение формы и функции зубочелюстной системы.

В последнее время в монографиях, посвященных биомеханике нижней челюсти, окклюзии и ее нарушениям (А. Д. Шварц, 1994; Н. А. Хватова, 1996), стали использовать иностранные термины, не всегда понятные практическим врачам. Например, центральная окклюзия обозначается как интеркуспидальная позиция (ИКР), или межконтактное положение, а дистальное положение — как ретрокуспидальная позиция (РКР), или ретроконтактное положение.

Центральное положение нижней челюсти в пространстве лицевого скелета определяется сомкнутыми в центральной окклюзии губами, а при отсутствии зубов — головками нижней челюсти, занимающими в суставных ямках симметричное наиболее непринужденное заднее положение, когда еще возможны боковые движения нижней челюсти (В. Н. Трезубов, А. С. Щербаков, Л. М. Мишнев, 2002). Определение центрального соотношения (положения) челюстей при наличии зубов-антагонистов не составляет большого труда. В этом случае оно сводится к определению и регистрации центральной окклюзии зубов. Это сложнее сделать, если утрачены все зубы, не фиксирована межальвеолярная высота, изменено положение элементов височно-нижнечелюстных суставов. *Соотношение верхней и нижней челюстей, когда оно соответствует их центральному положению, также называется центральным.* Центральное соотношение показывает взаимоотношение челюстей в трех взаимно перпендикулярных плоскостях: фронтальной, сагиттальной и горизонтальной, не имея указанных ориентиров. Высота нижней трети лица определяется во фронтальной плоскости, переднезаднее положение нижней челюсти — в сагиттальной, а трансверсальное — в горизонтальной плоскости. Любое пространственное положение челюстей характеризуется кроме этого мышечным и суставным компонентами. Не следует ставить знак равенства между центральной окклюзией и центральным соотношением челюстей. Центральная окклюзия характеризует смыкания зубов-антагонистов, центральное соотношение — пространственное положение челюстей. При аномальных видах прикуса, а также дистальном, латеральном и мезиальном сдвигах нижней челюсти центральное положение не будет соответствовать центральной окклюзии, поскольку в этих случаях центральная окклюзия будет характеризоваться уже иными, пространственными, а также мышечным и суставным признаками.

Особое внимание при контроле окклюзии уделяется дистальному сдвигу нижней челюсти. Это является наиболее важным и трудным при фиксации центральной окклюзии. При окклюзионном дистальном положении (РКР) нижней челюсти головки несколько смещаются назад от передних скатов суставных ямок и между режущими поверхностями передних зубов образуется щель в сагиттальной плоскости (М. Д. Гросс, Дж. Д. Мэтьюс, 1986; А. Д. Шварц, 1994), окклюзионные контакты на боковых же зубах сохраняются — контактируют чаще всего ведущие бугорки обеих челюстей (верхние нёбные и нижние щечные). Следует помнить, что не всегда нижняя челюсть может принимать дистальное положение, соответствующее РКР, хотя у большинства людей акт глотания совершается главным образом при этом окклюзионном положении. По-видимому, этим объясняется биомеханика дистального сдвига нижней челюсти, который при равных клинических условиях у одних пациентов наступает, а у других — нет. Очевидно, что наличие окклюзионного дистального положения при сохраненных зубных рядах является предрасполагающим фактором появления аналогичного сдвига после образования дистально не ограниченных (концевых) дефектов зубных рядов. И наоборот, первоначальное отсутствие окклюзионного дистального положения не способствует появлению дистального сдвига нижней челюсти в последующем.

Давая характеристику окклюзии, нельзя не затронуть еще одного важного определения в ортопедической стоматологии — это прикус.

Под прикусом мы понимаем характер смыкания зубных рядов в положении центральной окклюзии, т. е. прикус тоже является характеристикой смыкания зубных рядов. Все виды прикусов делятся на две группы — *нормальные*, или функциональные, и *аномальные*, или нефункциональные (В. Н. Трезубов, А. С. Щербаков, Л. М. Мишнев, 2002). Нормальным является *ортогнатический* прикус, обеспечивающий полноценную функцию зубочелюстной системы (рис. 2.5).

Ортогнатический прикус характеризуют определенные признаки. В первых учебниках по ортопедической стоматологии эти признаки перечислялись без какой-либо систематизации. В последующих публикациях стали выделять признаки ортогнатического прикуса, характерные для всех зубов, для передних и боковых, для зубного ряда верхней и нижней челюстей.

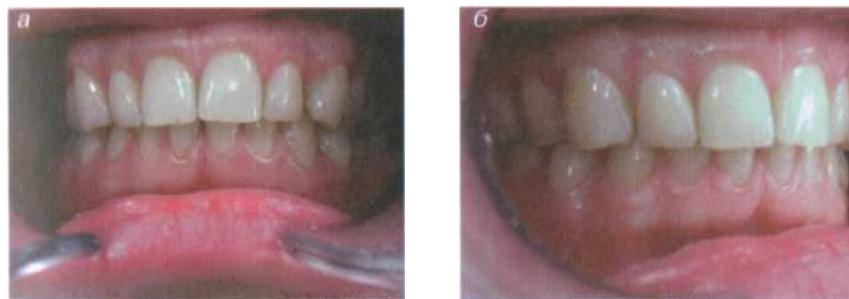


Рис. 2.5. Ортогнатический прикус:

а — Вид спереди; б — вид со стороны правого преддверия

Признаки смыкания, характерные для всех зубов:

- Каждый зуб верхнего или нижнего зубного ряда имеет плотный контакт с рядом стоящими зубами, а также два антагониста, один из которых — основной, другой — вспомогательный, за исключением центральных резцов нижней челюсти и последних моляров верхней.
- Основным зубом является одноименный на противоположной челюсти, вспомогательным для зубов верхней челюсти является позадистоящий зуб, для нижней — впередистоящий.

Признаки смыкания, характерные для передних зубов:

- Верхние резцы перекрывают нижние на V_3 высоты их коронки.
- Линия, проходящая через центральные резцы верхней и нижней челюстей, совпадает.

Признаки смыкания, характерные для боковых зубов:

- Передний мезиально-щечный бугорок первого верхнего моляра располагается в поперечной межбугорковый фиссуре одноименного нижнего моляра. Взаимоотношение антагонизирующих бугорков первых моляров в специальной литературе получило название «ключ окклюзии». При ортогнатическом прикусе их соотношение соответствует 1-му классу по классификации Энгля.

Признаки смыкания, характерные для зубных рядов:

- Зубной ряд верхней челюсти имеет форму полуэллипса и перекрывает зубной ряд нижней челюсти, который имеет форму

параболы. При этом между передними зубами сохраняется режуще-бугорковый контакт, а нёбные бугорки верхних зубов размещаются в продольных бороздках нижних.

Аномальными называют такие виды смыкания зубных рядов, при которых нарушается функция жевания, речь или внешний вид. К ним относятся: дистальный, мезиальный, глубокий, открытый (или вертикальная дезокклюзия) и перекрестный прикусы.

Перекрестный прикус характеризуется обратным перекрытием как отдельных зубов, так и целых их групп. При этом он может быть как одно-, так и двусторонним в переднем и в боковых отделах зубного ряда. В результате этого могут образовываться окклюзионные «замки», препятствующие нормальной функции жевательных мышц и височно-нижнечелюстных суставов (рис. 2.6).



Рис. 2.6. Перекрестный прикус в боковом (а) и в переднем (б) отделах зубного ряда

Дистальный прикус характеризуется нарушением смыкания передних и боковых зубов, при котором мезиально-щечный бугорок первого верхнего моляра располагается впереди межбугорковой фиссуры первого моляра нижней челюсти (2-й класс, 1-й подкласс по Энглю) и попадает в межзубную бороздку второго премоляра и первого моляра нижней челюсти. Смыкание передних зубов соответствует, как правило, глубокой резцовой дезокклюзии с протрузией резцов верхней челюсти (2-й класс, 1-й подкласс) или ретрузией резцов верхней челюсти (2-й класс, 2-й подкласс) — рис. 2.7.

Открытый прикус, или вертикальная дезокклюзия зубов, характеризуется не смыканием отдельных групп зубов и может иметь переднюю, боковую или комбинированную локализацию (рис. 2.8).



Рис. 2.7. Дистальный прикус:

а — вид сбоку; б — глубокая резцовая дезокклюзия



Рис. 2.8. Открытый прикус:

а — вид спереди; б — вид со стороны левого преддверия

Глубокий прикус (рис. 2.9) характеризуется крайней степенью перекрытия передних резцов нижней челюсти, отсутствием режуще-бугоркового контакта, или последний носит скользящий

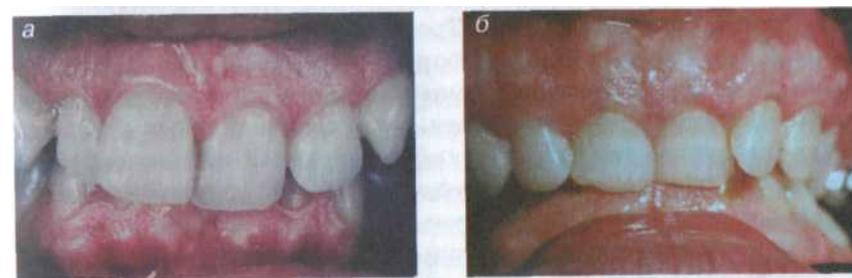


Рис. 2.9. Глубокий прикус при обычном (а) и отвесном (б) положении резцов

характер (см. рис. 2.9). Это нередко приводит к травмированию слизистой оболочки нёбного ската альвеолярного отростка, лежащей за шейками верхних передних зубов. Боковые зубы могут смыкаться как и при ортогнатическом прикусе.

Мезиальный прикус характеризуется обратным перекрытием зубных рядов, при котором нижний зубной ряд перекрывает верхний (рис. 2.10). Степень обратного перекрытия в области передних зубов может быть различной. Иногда при мезиальном прикусе, когда отсутствует контакт между передними зубами, может происходить травмирование слизистой оболочки язычного ската альвеолярной части, лежащей за шейками нижних резцов. Взаимоотношение боковых зубов относится к 3-му классу по Энгля, т. е. мезиально-щечный бугорок верхнего первого моляра находится позади поперечной межбугорковой фиссуры аналогичного нижнего моляра, вступая в контакт с его дистальным щечным бугорком, или располагается в бороздке между первым и вторым молярами.

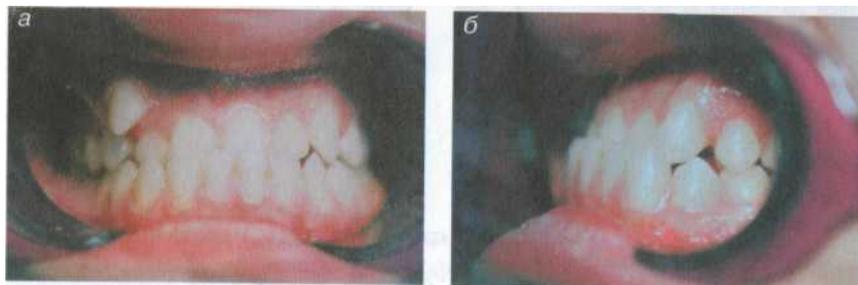


Рис. 2.10. Мезиальный прикус, обратное перекрытие передних зубов:
а — вид спереди; б — вид сбоку

Кроме нормального и аномальных видов прикуса следует выделить **переходные** формы (В. Н. Трезубов, 1994), которые не приводят к заметным нарушениям формы и функции зубочелюстной системы. К ним относятся: прямой прикус, ортогнатический с глубоким резцовым перекрытием, ортогнатический с протрузией передних зубов, ортогнатический с ретрузией передних зубов. К этим же формам прикуса следует отнести физиологический с обратным резцовым перекрытием (Л. С. Персии, 1999).

Для переходных видов нормального (ортогнатического) прикуса характерны все его признаки, перечисленные выше (рис. 2.11). При ортогнатическом прикусе с глубоким резцовым перекрытием происходит увеличение степени перекрытия нижних резцов

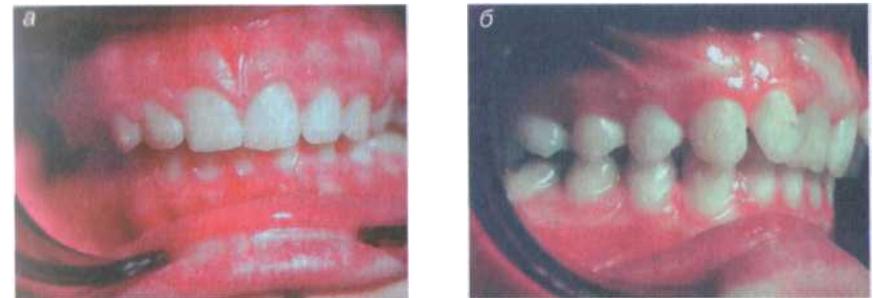


Рис. 2.11. Переходные виды нормального прикуса:

а — ортогнатический с глубоким резцовым перекрытием; б — ортогнатический с ретрузией передних зубов; в — прямой прикус; г — ортогнатический с протрузией передних зубов

верхними более чем на $\frac{1}{2}$ высоты клинической коронки. При протрузии передние зубы наклонены вперед, а при ретрузии — назад. При прямом прикусе передние зубы смыкаются режущими краями в стык.

Однако до настоящего времени в клинике ортопедической стоматологии нередко выделяют физиологические и патологические виды прикуса. К первым относят ортогнатический, физиологический с обратной резцовой окклюзией и перечисленные выше переходные формы. К патологическим видам прикуса относят прогению, прогнатию, глубокий, открытый и перекрестный прикусы. По-видимому, методически не верно относить к прикусам прогению и прогнатию (по мнению Л. С. Персии, и открытый прикус). Последние характеризуют соотношением не столько зубоальвеолярных, сколько челюстных (гнатических) отделов жевательного аппарата. Нельзя ставить знак равенства между мезиальным прикусом и прогенией или дистальным и прогнатией (Л. С. Персии, 1995). О прогеническом или прогнатическом соотношении челюстей можно говорить применительно лишь к пациентам с полной потерей зубов. Например, межальвеолярный угол в пределах 90° — соотношение беззубых челюстей по ортогнатическому типу, когда межальвеолярный угол больше 100° — соотношение беззубых челюстей по прогеническому типу. В последнем примере речь идет о так называемой старческой, а не истинной прогении. Поэтому будет правильным рекомендовать при протезировании пациентов с полной потерей зубов и прогеническим соотношением беззубых челюстей произвести расстановку искусственных зубов не по прогеническому типу, а по типу смешанной или мезиальной окклюзии (прикуса).

2.2. БИОМЕХАНИКА ЖЕВАТЕЛЬНОГО АППАРАТА

Биомеханику нижней челюсти следует рассматривать с точки зрения функций зубочелюстной системы: жевание, глотание, речь и т.д. Движения нижней челюсти происходят в результате сложного взаимодействия жевательных мышц, височно-нижнечелюстных суставов и зубов, координированного и контролируемого центральной нервной системой. Рефлекторные и произвольные движения нижней челюсти регулируются нервно-мышечным аппаратом и могут осуществляться последовательно. Начальные движения, такие, как откусывание и помещение куска пищи в рот, бывают произвольными. Последующие ритмические жевание и глотание происходят бессознательно. Нижняя челюсть совершает движения в трех направлениях: вертикальном, сагиттальном и трансверзальном. Любое движение нижней челюсти происходит при одновременном скольжении и вращении ее головок (рис. 2.12).

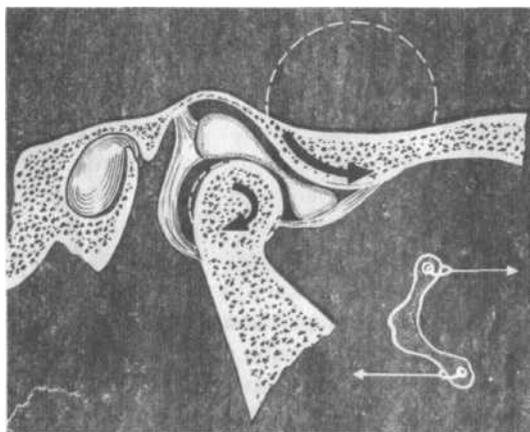


Рис. 2.12.
Схема поступательных движений головок нижней челюсти вперед и вниз

Височно-нижнечелюстной сустав обеспечивает дистальное фиксированное положение нижней челюсти по отношению к верхней и создает направляющие плоскости для ее движения вперед, в стороны и вниз в пределах границ движения. При отсутствии контакта между зубами движения нижней челюсти направляются артикулирующими поверхностями суставов и проприорецептивными нервно-мышечными механизмами. Стабильное вертикальное и дистальное взаимодействие нижней челюсти с верхней обеспечивается межбугровым контактом зубов-антагонистов. Бугры зубов также образуют направляющие плоскости для движения нижней

челюсти вперед и в стороны в пределах контактов между зубами. Когда нижняя челюсть двигается и зубы находятся в контакте, жевательные поверхности зубов направляют движение, а суставы играют пассивную роль.

Вертикальные движения характеризуют открывание рта и осуществляются при активном двустороннем сокращении мышц, идущих от нижней челюсти к подъязычной кости, а также в силу тяжести самой челюсти (рис. 2.13).

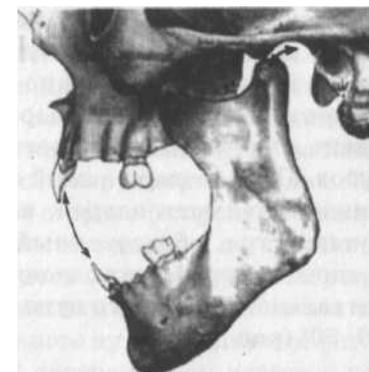


Рис. 2.13. Движения нижней челюсти при открывании рта

В открывании рта различают 3 фазы: 1) незначительное, 2) значительное и 3) максимальное открытие. Амплитуда вертикального перемещения нижней челюсти составляет 4-5 см. При закрывании рта подъем нижней челюсти осуществляется одновременным сокращением мышц, поднимающих нижнюю челюсть. При этом в височно-нижнечелюстном суставе головки нижней челюсти вращаются вместе с диском вокруг собственной оси, далее вниз и вперед по скату суставных бугорков до вершин при открывании рта и в обратном порядке при закрывании.

Сагиттальные движения нижней челюсти характеризуются выдвиганием нижней челюсти вперед, т. е. комплексом движений в сагиттальной плоскости в пределах границ перемещения межрезцово-й точки. Движение нижней челюсти вперед осуществляется двусторонним сокращением латеральных крыловидных мышц, частично височных и медиальных крыловидных мышц. Движение головки нижней челюсти может быть разделено на две фазы. В первой фазе диск вместе с головкой скользит по поверхности суставного бугорка. Во второй фазе к скольжению головки присоединяется шарнирное движение ее вокруг собственной поперечной оси, проходящей через головки (см. рис. 2.12). Расстояние, которое проходит головка нижней челюсти при ее движении вперед, носит название **сагиттального суставного пути**. Он в среднем равен 7-10 мм. Угол, образованный пресечением линии сагиттального суставного пути с окклюзионной плоскостью, называется **углом сагиттального суставного пути**. В зависимости от степени выраженности суставного бугорка и бугров боковых зубов этот угол меняется, но в

среднем (по данным Гизи) равен 33° . При ортогнатическом прикусе выдвигание нижней челюсти вперед сопровождается скольжением нижних резцов по небной поверхности верхних до касания режущих краев (передняя окклюзия). Это движение зависит от угла наклона резцов, глубины перекрытия передних зубов. Путь, совершаемый нижними резцами при выдвигании нижней челюсти вперед, называется **сагиттальным резцовым путем**. Угол, образованный пересечением линии сагиттального резцового пути с окклюзионной плоскостью, называется **углом сагиттального резцового пути**. По данным Гизи, он в среднем равен $40-50^\circ$ (рис. 2.14).

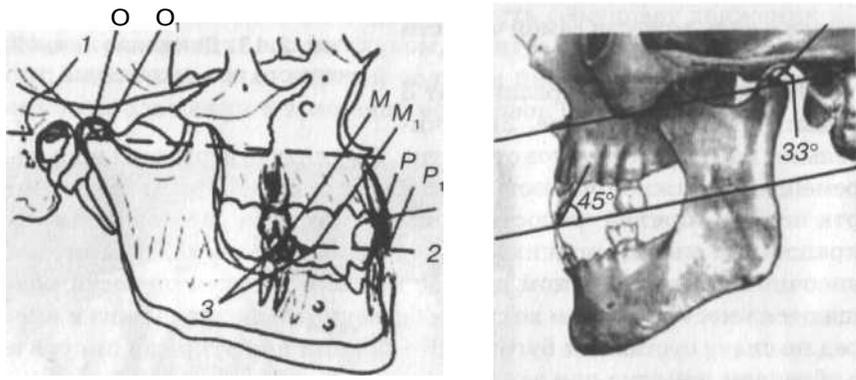


Рис. 2.14. Движения нижней челюсти из центральной в переднюю окклюзию:

O-O, — сагиттальный суставной путь; *M-M*, — сагиттальный путь моляра; *P-P*, — сагиттальный резцовый путь; 1 — угол сагиттального суставного пути; 2 — угол сагиттального резцового пути; 3 — разобщение (дезокклюзия между молярами)

При выдвигании нижней челюсти благодаря наличию сагиттальной окклюзионной кривой (Spee) возможны контакты зубных рядов как минимум в трех точках. Одна из них расположена на передних зубах, а две другие — на дистальных бугорках вторых или третьих моляров. Это явление впервые было описано Бонвиллом и получило название трехпунктного контакта Бонвилла. Гармоничное взаимодействие между резцовым и суставным путями обеспечивает сохранение контактов зубов при выдвигании нижней челюсти. Последнее имеет особое значение при протезировании пациентов с полной потерей зубов для обеспечения стабилизации съемных пластиночных протезов.

Трансверзальные (боковые) движения нижней челюсти осуществляются в результате преимущественно одностороннего сокращения латеральной крыловидной мышцы. При движении нижней челюсти вправо сокращается левая латеральная крыловидная мышца и наоборот. При этом головка нижней челюсти на **рабочей стороне** (сторона смещения) вращается вокруг вертикальной оси. На противоположной балансирующей стороне (сторона сократившейся мышцы) головка скользит вместе с диском по суставной поверхности бугорка вниз, вперед и несколько внутрь, совершая **боковой суставной путь**. Угол, образованный между линиями сагиттального и трансверзального суставного пути, называется углом трансверзального суставного пути. В литературе он известен под названием угол Беннетта и равен в среднем 17° . Трансверзальные движения характеризуются определенными изменениями в положении зубов. Кривые боковых перемещений передних зубов в межрезцовой точке пересекаются под тупым углом. Этот угол называется готическим или углом трансверзального резцового пути. Он определяет размах резцов при боковых движениях нижней челюсти и равен в среднем $100-110^\circ$ (рис. 2.15).

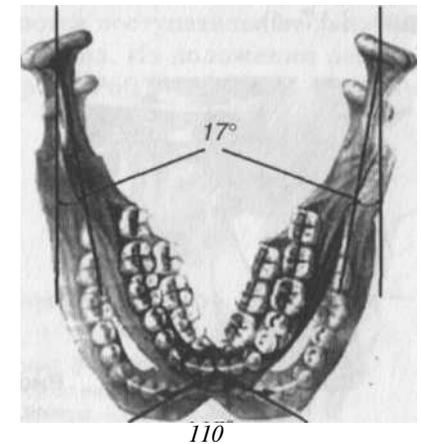


Рис. 2.15. Боковые движения нижней челюсти (готический угол — 110° и угол Беннетта — 17°)

В области жевательных зубов этот угол меньше. На рабочей стороне боковые зубы устанавливаются относительно друг друга одноименными буграми. На балансирующей стороне зубы чаще бывают в разомкнутом состоянии (рис. 2.16). При конструировании искусственных зубных рядов в съемных зубных протезах на балансирующей стороне необходимо создавать контакт разноименных бугров зубов верхней и нижней челюстей для избежания опрокидывания протезов во время функционирования. Это называется **сбалансированной окклюзией**. Она необходима для хорошей стабилизации съемных протезов.

Центральное соотношение челюстей является отправной точкой всех движений нижней челюсти и характеризуется самым

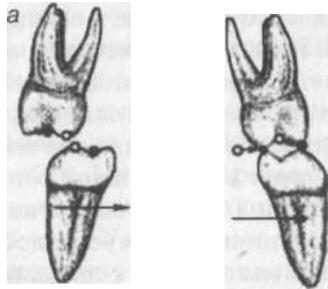


Рис. 2.16. Характер смыкания жевательных зубов при левой боковой окклюзии:
а — балансирующая сторона; б — рабочая сторона

верхним положением суставных головок и бугорковым контактом боковых зубов (рис. 2.17, а).

Далее нижняя челюсть скользит в более стабильное положение, при котором достигается максимальный фиссурно-бугорковый контакт. Это положение называют *центральной окклюзией* (рис. 2.17, б).

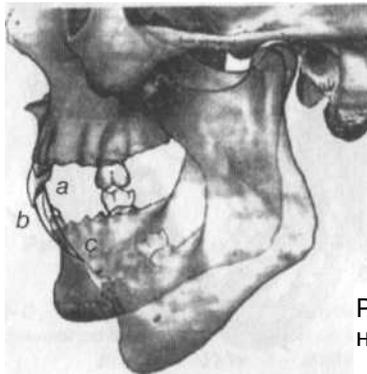


Рис. 2.17. Открывание рта (с) из положения центрального соотношения (а) и центральной окклюзии (б)

Скольжение зубов из положения центрального соотношения в центральную окклюзию направлено вперед и вверх в сагиттальной плоскости, его иначе называют *скольжением по центру*. Этот путь приблизительно равен 1 мм (рис. 2.18).

При смыкании зубов в центральной окклюзии нёбные бугры верхних зубов контактируют с центральными ямками или краевыми выступами нижних одноименных моляров и премоляров. Щечные бугры нижних зубов контактируют с центральными ямками или краевыми выступами одноименных верхних моляров и премоляров. Щечные бугры нижних зубов и нёбные бугры верхних называют *опорными*, или *удерживающими*; язычные бугры нижних и

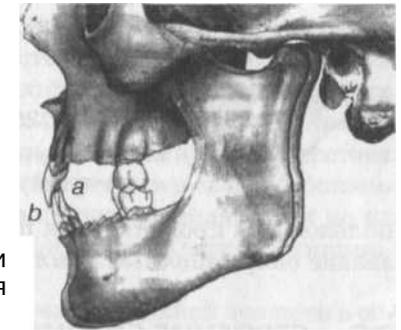


Рис. 2.18. Движение нижней челюсти из положения физиологического покоя (а) в центральную окклюзию (б)

щечные бугры верхних зубов называют *защитными*, или *направляющими* (рис. 2.19).

При открывании рта на 20–25 мм головка нижней челюсти иращаются вокруг горизонтальной оси. При дальнейшем открывании рта к вращательным добавляются поступательные движения головок нижней челюсти вперед и вниз. Из положения передней окклюзии возможно открывание рта на 50 мм.

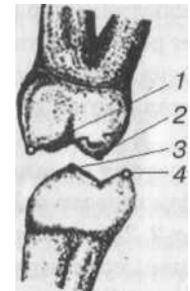


Рис. 2.19. Функциональное назначение бугров боковых зубов:

1 — щечный бугор верхнего моляра — защитный; 2 — нёбный бугор верхнего моляра — опорный; 3 — щечный бугор нижнего моляра — опорный; 4 — язычный бугор нижнего моляра — защитный

При конструировании искусственных зубных рядов беззубых челюстей для предупреждения сбрасывания протезов необходимо избегать дезокклюзии боковых зубов в положении передней окклюзии. Очевидно, что для сохранения трехпунктного контакта по Бонвиллу в момент сагиттального движения дистальный бугор последнего моляра должен скользить по фиссуре зуба-антагониста под углом к окклюзионной плоскости, равном углу резцового сагиттального пути, т. е. дистальный отдел сагиттальной окклюзионной кривой должен быть параллелен резцовому сагиттальному пути.

На окклюзионной поверхности жевательных зубов сагиттальные и трансверсальные движения нижней челюсти обуславливаются

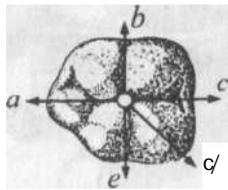


Рис. 2.20. Оклюзионный компас:
a, c — сагиттальные движения; *b, e* — трансверзальные движения; *d* — комбинированное движение

положением продольных и поперечных фиsur, что получило название *окклюзионный компас* (рис. 2.20).

2.3. СТРОЕНИЕ СЛИЗИСТОЙ ОБОЛОЧКИ И ЕЕ ОСОБЕННОСТИ В РАЗЛИЧНЫХ УЧАСТКАХ ПРОТЕЗНОГО ЛОЖА

Слизистая оболочка, покрывающая беззубые челюсти, характеризуется определенной толщиной, степенью податливости и чувствительности. Слизистая оболочка, покрывающая альвеолярный гребень верхней челюсти, неподвижно соединена с надкостницей и состоит почти на всем протяжении из многослойного плоского эпителия и собственного слоя. Эпителий в области альвеолярного гребня имеет роговой слой. Слизистая оболочка этой области значительно уплотнена и мало чувствительна. Толщина ее в среднем составляет 1,55 мм (излагается по Т. Д. Егановой, А. Т. Бусыгину).

В передней трети твердого нёба слизистая оболочка в основном состоит из многослойного плоского эпителия, собственного и подслизистого слоев. Толщина ее на этом участке в среднем составляет 2,24 мм. Слизистая оболочка, расположенная в области нёбного шва, состоит из многослойного плоского эпителия и собственного слоя. Она плотно сращена с надкостницей, неподвижная, тонкая, легко травмируется. Толщина ее в среднем составляет 1,1 мм. Слизистая оболочка, расположенная между нёбным возвышением и линией «А» и ограниченная с латеральной стороны боковыми участками альвеолярного гребня, имеет большое количество кровеносных сосудов. Толщина ее в различных участках неодинакова: наиболее толстый слой слизистой оболочки находится вблизи перехода твердого нёба в мягкое и в пределах вторых и третьих моляров, самый тонкий ее слой расположен в области премоляров. В среднем толщина слизистой оболочки в этой области составляет 3,34 мм, здесь же отмечается незначительная подвижность слизистой оболочки. Слизистая оболочка, расположенная в области перехода твердого нёба в мягкое, состоит из собственного и подсли-

зистого слоев и многослойного плоского эпителия, который не имеет рогового слоя. Толщина слизистой оболочки в этой области составляет в среднем 4,53 мм. В подслизистом слое располагается большое количество слизистых желез. Слизистая оболочка на месте перехода с верхней губы и щек на альвеолярный гребень состоит из многослойного плоского эпителия (без рогового слоя), собственного и подслизистого слоев. Поскольку она располагается не на костной основе, а на мимических мышцах, то является функционально-подвижной.

Слизистая оболочка альвеолярной части нижней челюсти в основном имеет такое же гистологическое строение, как и на верхней челюсти, однако ее толщина несколько меньше и составляет 1,44 мм, причем, как и на верхней челюсти, она меньше в переднем отделе и увеличивается в области боковых зубов. В области подбородочно-подъязычного турса слизистая оболочка самая тонкая, в среднем 1,05 мм, и состоит из многослойного плоского эпителия и собственного слоя, непосредственно сращенного с надкостницей.

В позадиомолярной области слизистая оболочка состоит из трех слоев. В подслизистом слое встречается большое количество жировых клеток. Чаще всего слизистая оболочка плотная и неподвижная, толщина ее колеблется в пределах 1,84 мм.

В позадиальвеолярной области слизистая оболочка содержит рыхлый подслизистый слой, богатый жировыми и слизистыми клетками. Толщина его около 1,2 мм. Толщину слизистой оболочки можно с большой точностью определить с помощью различных аппаратов. Для определения толщины слизистой оболочки В. А. Загорский (1980) предлагает пользоваться методом эхолокации. По результатам использования эхолокации установлено, что толщина слизистой оболочки у лиц с полным отсутствием зубов составляет в среднем от 2,18 до 5,66 мм: минимальная толщина составляет 1,65 мм, максимальная — 7,31 мм. У лиц с интактными зубными рядами средняя толщина слизистой оболочки колеблется от 1,99 до 4,85 мм. Учитывая толщину и степень податливости слизистой оболочки, В. А. Загорский выделяет три подгруппы участков на верхней челюсти: область вестибулярного ската альвеолярного гребня и нёбного шва, область буферных зон и область резцового сосочка.

2.3.1. Подвижность слизистой оболочки полости рта. Переходная складка, нейтральная зона

I По степени подвижности слизистую оболочку полости рта делят на подвижную и неподвижную (точнее пассивно-подвижную). Под-

вижная слизистая оболочка покрывает щеки, губы и дно полости рта. Она имеет рыхлый подслизистый слой, содержащий жировые включения, множество сосудов, значительное количество эластичных волокон, поэтому легко собирается в складки и способна смещаться в горизонтальном и вертикальном направлениях.

Неподвижная слизистая оболочка покрывает альвеолярный гребень и твердое небо. В области срединного небного шва она прикрепляется без подслизистого слоя к надкостнице в боковом и заднем отделах твердого неба и содержит большое количество слизистых желез, в складку не собирается и смещается только под давлением по направлению к надкостнице.

Участок слизистой оболочки, расположенный в области перехода подвижной слизистой в пассивно-подвижную, называется *переходной складкой*. При определении границ съемных протезов необходимо различать еще нейтральную зону — пограничный участок между подвижной и неподвижной слизистой оболочкой. Нейтральная зона не совпадает с переходной складкой, а располагается на верхней челюсти ниже ее, на нижней — выше. Этот участок характеризуется минимальной подвижностью и выраженной податливостью слизистой оболочки.

По данным Б. Н. Бынина (1929), ширина нейтральной зоны у отдельных людей различна, но она увеличивается по мере удаления от передних зубов в область зуба мудрости, достигая максимальной ширины 3 мм.

Оральная часть нейтральной зоны на верхней челюсти проходит в области перехода твердого неба в мягкое, нередко захватывая так называемую вибрирующую зону.

Вибрирующая зона — участок слизистой оболочки, который выявляется при произношении звука «А». Ширина пассивно-подвижной слизистой оболочки в области линии «А» достигает, по данным С. И. Городецкого (1951), 6 мм. Форма и ширина вибрирующей зоны имеют большое значение в определении дистальной границы протеза верхней челюсти.

Нейтральную зону на нижней челюсти А. И. Бетельман (1965) делит на оральную и вестибулярную области.

2.3.2. Топография подъязычной, позадимолярной и позадиальвеолярной областей

Оральную часть нейтральной зоны можно разделить на подъязычную, позадиальвеолярную и позадимолярную области в соответствии с анатомическими областями, в которых они проходят.

Подъязычной областью называют пространство, заключенное между нижней поверхностью языка, дном полости рта, альвеолярными гребнями и альвеолярной частью нижней челюсти. По средней линии в подъязычной области проходит уздечка языка, по обеим сторонам от которой располагаются подъязычные складки слизистой оболочки. В центре подъязычной области нередко отмечается костное разрастание — подбородочно-подъязычный торус — место прикрепления подбородочно-подъязычных и подбородочно-язычных мышц, которое встречается в 33 % случаев (В. Ю. Курляндский, 1958). Боковой участок подъязычной области граничит сзади с позадиальвеолярной областью. Форма и величина подъязычного участка нейтральной зоны зависят от функции мышц, опускающих нижнюю челюсть, и главным образом от челюстно-подъязычной мышцы, которая прикрепляется к внутренней кривой линии.

Границы *позадиальвеолярной области*: сверху — передняя небная дужка, снизу — дно полости рта, снаружи — тело нижней челюсти, внутри — боковая поверхность языка. Для этого участка характерно наличие большого количества мышц (верхний сжиматель глотки, небо-язычная, челюстно-подъязычная, шилоязычная), которые при своем сокращении уменьшают нейтральную зону.

Позадимолярная область медиально и латерально ограничена наружным косым и челюстно-подъязычным гребнями, между которыми в средней части располагается слизистый бугорок, состоящий в основном из соединительной ткани. Вершина бугорка соответствует дистальному краю лунки 38, 48. В задних отделах слизистый бугорок ограничен крылочелюстной складкой и щечной мышцей. К язычной стороне бугорка подсоединяются волокна височной мышцы и верхнего сжимателя глотки, поэтому нейтральная зона будет располагаться в пределах челюстно-язычной линии.

2.3.3. Податливость слизистой оболочки протезного ложа верхней и нижней челюстей

В клинической практике большое значение имеет податливость слизистой оболочки, обусловленная толщиной и гистологическим строением.

Под податливостью слизистой оболочки подразумевают ее свойство сжиматься под давлением и восстанавливать свою первоначальную форму после снятия нагрузки.

Учитывая податливость слизистой оболочки, Лунд (Lund, 1924) предложил выделять на твердом нёбе 4 зоны:

- I — область сагиттального шва (медиальная фиброзная зона) характеризуется тонкой, лишенной подслизистого слоя слизистой оболочкой, прикрепленной к надкостнице; обладает минимальной податливостью;
- II — альвеолярный гребень и прилегающая к нему узкая полоска, расширяющаяся по направлению к молярам (периферическая фиброзная зона); покрыт тонкой малоподатливой слизистой оболочкой с минимальным подслизистым слоем;
- III — участок верхней челюсти в области нёбных складок (жировая зона); покрыт слизистой оболочкой с подслизистым слоем, в составе которого содержится большое количество жировых клеток; обладает хорошей податливостью;
- IV — задняя часть твердого нёба (железистая зона); имеет подслизистый слой, богатый слизистыми железами, и немного жировой ткани; обладает значительной податливостью.

Е. И. Гаврилов (1962) считает, что податливость слизистой оболочки можно объяснить наличием густой сосудистой сети в подслизистом слое, названной им буферной зоной, а не наличием жировой и железистой ткани. Способность сосудов освобождаться от крови при повышенном давлении и вновь наполняться ею при его снятии определяют податливость слизистой оболочки. В области альвеолярного гребня и срединной линии (торуса) сосудистая сеть не выражена, поэтому слизистая оболочка, покрывающая этот участок, не обладает буферными свойствами. Хорошо выражены буферные свойства ткани в области поперечных нёбных складок и задней трети твердого нёба.

Степень податливости слизистой оболочки грубо можно определить с помощью пальца руки, ручки зонда или зеркала, но более точно — с применением приборов.

Еще в 1930-х гг. Гигер (Jiger) предложил прибор и измерил податливость слизистой оболочки. По его данным, она колебалась от 0,3 до 4,0 мм. Шпренг установил, что в области нёбных валиков податливость слизистой оболочки составляет 1,0–1,5 мм, а в области нёбных бороздок — 1,5–3,5 мм. В. И. Кулаженко (1966), измеряя податливость слизистой оболочки аппаратом собственной конструкции для электронного измерения давления, установил, что в области передних зубов на верхней и нижней челюстях податли-

вость составляет в среднем 0,3–0,4 мм и постепенно увеличивается в области боковых зубов до 0,55 мм. Наибольшей податливостью отличается слизистая оболочка в задней трети нёба — 0,8 мм, наименьшей — в области торуса — 0,1 мм.

По данным В. А. Загорского, средняя податливость слизистой оболочки в области альвеолярного гребня и нёбного шва составляет 0,9–2,9 мм, в области буферных зон — 1,3–2,6 мм.

Определение податливости слизистой оболочки полости рта имеет важное практическое значение. В зависимости от податливости слизистой оболочки врач выбирает методику получения функционального оттиска и степень текучести оттискного материала. Так, например, при резком несоответствии степени податливости на различных участках протезного ложа рекомендуется получать функциональный оттиск текучими оттискными материалами (силиконовые и полисульфидные) с дифференцированным давлением на подлежащие ткани.

2.3.4. Классификации податливости слизистой оболочки (Supple, М. А. Соломонов, Т. Д. Еганова, А. Т. Бусыгин, Н. В. Калинина)

Supple предлагает 4 класса податливости.

1-й класс — на обеих челюстях имеются хорошо выраженные альвеолярные гребни, покрытые слегка податливой слизистой оболочкой. Нёбо покрыто равномерным слоем слизистой оболочки, умеренно податливой в задней его трети. Естественные складки слизистой оболочки (уздечки губ, языка, щечные тяжи) достаточно удалены от вершины альвеолярного гребня. Этот класс слизистой оболочки является удобной опорой для протеза, в том числе и с металлическим базисом.

2-й класс — слизистая оболочка атрофирована, покрывает альвеолярные гребни и нёбо тонким слоем. Места прикрепления естественных складок расположены ближе к вершине альвеолярного гребня. Плотная и истонченная слизистая оболочка менее удобна для опоры съемного протеза, особенно с металлическим базисом.

3-й класс — альвеолярные части нижней челюсти и задняя треть твердого нёба покрыты разрыхленной слизистой оболочкой. Такое состояние слизистой оболочки часто сочетается с низким альвеолярным гребнем. Пациенты с подобными изменениями иногда нуждаются в предварительном лечении. После протезирования им следует

особенно строго соблюдать режим пользования протезом и обязательно наблюдаться у врача.

4-й класс — подвижные тяжи слизистой оболочки расположены продольно и легко смещаются при незначительном давлении оттисковой массы. Тяжи могут ущемляться, что затрудняет или делает невозможным пользование протезом. Такие складки чаще наблюдаются на нижней челюсти преимущественно при отсутствии альвеолярного гребня. К этому же типу относится альвеолярный край с болтающимся мягким гребнем. Протезирование в этом случае иногда возможно лишь после его удаления.

М. А. Соломонов (1957) предложил выделить на верхней челюсти 6 зон податливости: 1-я — зона гребня альвеолярного гребня; 2-я — зона ската альвеолярного гребня с оральной и вестибулярной сторон; 3-я — зона поперечных нёбных складок; 4 — зона нёбного шва и турса; 5-я — зона железистых тканей, соответствующая участку между второй и четвертой зонами; 6 — зона перехода твердого нёба в мягкое (линия «А»).

На нижней границе челюсти — 3 зоны податливости:

- 1-я — зона вершины альвеолярного гребня;
- 2-я — зона ската альвеолярного гребня в области прикрепления мышц с оральной и вестибулярной сторон;
- 3-я — зона позадиомолярной области.

Т. Д. Еганова и А. Т. Бусыгин (1973) установили 6 зон на верхней и нижней челюстях, которые по своему строению не являются замкнутыми, а переходят одна в другую без резких колебаний податливости и болевой чувствительности к давлению. В принципе, они соответствуют зонам, предложенным М. А. Соломоновым.

Зона А — альвеолярная, идет по гребню альвеолярной части, а на верхней челюсти — в области нёбных складок. Толщина ее в среднем равна 1,64 мм, податливость — 0,5 мм.

Зона Б — турсальная. Толщина — 1,48 мм, податливость — 0,33 мм.

Зона В — нёбно-желобковая. Толщина — 3,47 мм, податливость — 1,2 мм.

Зона Г — нёбно-краевая. Толщина — 4,53 мм, податливость — 1,84 мм.

Зона Д — переходная складка. Податливость на верхней челюсти — 1,55 мм, на нижней — 1,36 мм.

Зона Е — пограничная с дном полости рта. Податливость — 1,55 мм.

Н. В. Калинина (1979) считает, что при характеристике слизистой оболочки необходимо учитывать конституцию человека и общее состояние организма.

По классификации Н. В. Калининой, к первому типу относится слизистая оболочка, хорошо воспринимающая жевательное давление. Такая слизистая оболочка чаще бывает у здоровых людей, нормостеников, независимо от возраста. Атрофия альвеолярного гребня как правило незначительная.

Ко второму типу относится тонкая слизистая оболочка, характерная для людей астенической конституции, чаще женщин, при разной степени атрофии альвеолярного гребня и у людей пожилого и преклонного возраста со значительной атрофией челюсти.

К третьему типу относится рыхлая, податливая слизистая оболочка, встречающаяся преимущественно у гиперстеников, а также у людей с общесоматическими заболеваниями: чаще всего нарушения сердечно-сосудистой системы, диабет, психические заболевания.

Для четвертого типа характерно наличие подвижной слизистой оболочки, расположенной в пределах альвеолярных гребней. Встречается у людей, болевших парадонтитом, часто может быть результатом травмы или атрофии альвеолярного гребня вследствие повышенного давления протеза.

2.4. МОРФОЛОГИЧЕСКИЕ ОСОБЕННОСТИ ВЕРХНЕЙ И НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТЕЙ С ПОЛНЫМ ОТСУТСТВИЕМ ЗУБОВ И ИХ ЗНАЧЕНИЕ ДЛЯ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Вследствие потери зубов альвеолярные гребни и альвеолярные части атрофируются. Различают равномерную и неравномерную атрофию, которая может быть больше выражена на ограниченном участке. Атрофия альвеолярного гребня на верхней челюсти выражена больше с вестибулярной стороны, вследствие чего альвеолярная дуга уменьшается. На нижней челюсти атрофия больше затрагивает язычную сторону. Характерная атрофия верхней и нижней челюстей способствует образованию старческой прогении, которая выражается в резком несоответствии размеров альвеолярных дуг верхней и нижней челюстей. Выраженность старческой прогении зависит от вида прикуса, сроков и причин потери зубов. Атрофия альвеолярных гребней больше выражена при парадонтите. На верхней челюсти меньшей атрофии подвергается турс и альвеолярные бугры, на нижней — наружная косая линия.

В результате атрофии альвеолярный гребень может принимать различную форму: острую, шиловидную, овальную, плоскую. Кроме того, форма вестибулярного ската может быть отвесной, с навесом, отлогой. По данным литературы, отлогая форма встречается в 33,3 % случаев, с навесами — в 66,7 %, а отвесная форма почти не встречается. Наиболее неудобной для протезирования является форма вестибулярного ската с резко выраженными навесами. Равномерная атрофия встречается в 7,3 % случаев, а неравномерная — в 92,7 %.

Изменение формы и величины альвеолярных гребней приводит к изменению зоны равновесия мышечных сил, под которой понимают пространство, ограниченное с внутренней стороны языком, с наружной — губами и щеками, где должны располагаться искусственные зубы. При потере зубов их место частично занимает язык и подъязычные слюнные железы, которые перекрывают альвеолярную часть нижней челюсти.

Большой практический интерес представляет изучение формы твердого нёба и топографии мягкого.

Твердое нёбо может быть высоким, средней глубины, плоским. В отдельных случаях, при резкой атрофии альвеолярных гребней и массивном торусе, твердое нёбо приобретает выпуклую форму. Как показывают клинические наблюдения, фиксация протеза значительно ухудшается при глубокой и плоской формах нёба.

Различают три формы ската мягкого нёба (угол наклона мягкого нёба к глотке): крутой, пологий, средний (Н. В. Калинина, 1979).

При пологом скате ширина нейтральной зоны намного увеличивается, что позволяет удлинить базис протеза и тем самым улучшить его фиксацию. А. И. Бетельман (1965) отмечал, что положение мягкого нёба может меняться. При открытом рте во время откусывания пищи мягкое нёбо опущено, при закрытом — несколько приподнято, а при разговоре — значительно приподнято. Это нужно учитывать при получении оттиска.

При осмотре полости рта описывают форму, величину и выраженность торуса, а на нижней челюсти отмечают выраженность внутренних косых линий (острые, плоские, резко выражены, не выражены, болезненны или безболезненны при пальпации). Большое значение имеют слизистые бугорки. Они могут быть плотными неподвижными, мягкими, хорошо податливыми, подвижными.

Наиболее удобными для протезирования являются малоподатливые и плотные слизистые бугорки.

2.5. КЛАССИФИКАЦИИ АТРОФИИ БЕЗЗУБЫХ ЧЕЛЮСТЕЙ (ШРЕДЕР, КЕЛЛЕР, В. Ю. КУРЛЯНДСКИЙ, И. М. ОКСМАН, А. И. ДОЙНИКОВ)

Для краткой записи истории болезни состояния альвеолярных гребней, нёба, выраженности бугров рядом авторов были предложены классификации атрофии беззубых челюстей.

Так, Шредер различает три типа атрофии альвеолярных гребней беззубых верхних челюстей.

Первый тип характеризуется хорошо сохранившимся альвеолярным гребнем, хорошо выраженными буграми и высоким нёбным сводом. Переходная складка, места прикрепления мышц и складок слизистой оболочки расположены относительно высоко. Этот тип беззубой верхней челюсти наиболее благоприятен для протезирования, поскольку имеются хорошо выраженные пункты анатомической ретенции (высокий свод нёба, выраженные альвеолярный гребень и бугры верхней челюсти, высоко расположенные точки прикрепления мышц и складок слизистой оболочки, не препятствующие фиксации протеза).

При *втором типе* наблюдается средняя степень атрофии альвеолярного гребня. Последний и бугры верхней челюсти еще сохранены, нёбный свод четко выражен. Переходная складка расположена несколько ближе к вершине альвеолярного гребня, чем при первом типе. При резком сокращении мимических мышц может быть нарушена фиксация протеза.

Третий тип беззубой верхней челюсти характеризуется значительной атрофией: альвеолярные гребни и бугры отсутствуют, нёбо плоское. Переходная складка расположена в одной горизонтальной плоскости с твердым нёбом. При протезировании такой беззубой челюсти создаются большие трудности, поскольку при отсутствии альвеолярного гребня и бугров верхней челюсти протез приобретает свободу для передних и боковых движений при разжевывании пищи, а низкое прикрепление уздечек и переходной складки способствует сбрасыванию протеза.

Келлер предложил классификацию атрофии альвеолярных гребней нижних беззубых челюстей.

При *первом типе* альвеолярные гребни незначительно и равномерно атрофированы. Ровно округленный альвеолярный гребень является удобным основанием для протеза и ограничивает свободу движений при его смещении вперед и в сторону. Места прикрепле-

ния мышц и складок слизистой оболочки расположены у основания альвеолярной части. Данный тип челюсти встречается, если зубы удаляют одновременно и атрофия альвеолярного гребня происходит медленно. Он наиболее удобен для протезирования, хотя наблюдается сравнительно редко.

Второй тип характеризуется выраженной, но равномерной атрофией альвеолярных гребней, при этом альвеолярный гребень возвышается над дном полости, представляя собой в переднем отделе узкое, иногда даже острое, как нож, образование, малоприспособное для основания протеза. Места прикрепления мышц расположены почти на уровне гребня. Этот тип нижней беззубой челюсти представляет большие трудности для протезирования и получения устойчивого функционального результата, поскольку отсутствуют условия для анатомической ретенции, а высокое расположение точек прикрепления мышц при их сокращении приводит к смещению протеза. Пользование протезом часто болезненно из-за острого края челюстно-подъязычной линии, и протезирование в ряде случаев бывает успешным лишь после ее сглаживания.

Для *третьего типа* характерна выраженная атрофия альвеолярных гребней в боковых отделах при относительно сохранившемся альвеолярном гребне в переднем отделе. Такая беззубая челюсть оформляется при раннем удалении жевательных зубов. Этот тип относительно благоприятен для протезирования, поскольку в боковых отделах между косой и челюстно-подъязычными линиями имеются плоские, почти вогнутые поверхности, свободные от точек прикрепления мышц, а наличие сохранившейся альвеолярной части в переднем отделе челюсти предохраняет протез от смещения в переднезаднем направлении.

При *четвертом типе* атрофия альвеолярных гребней наиболее выражена спереди при относительной сохранности ее в боковых отделах. Вследствие этого протез теряет опору в переднем отделе и соскальзывает вперед.

В. Ю. Курляндский (1955), учитывая степень атрофии альвеолярных гребней, форму нёба, выраженность турса, податливость слизистой оболочки, выделял три типа верхней беззубой челюсти.

Первый тип характеризуется высоким, хорошо выраженным альвеолярным гребнем и буграми верхней челюсти, равномерно покрытыми плотной слизистой оболочкой, глубоким нёбом, отсутствием или нерезко выраженным турсом, наличием большой слизисто-железистой подушки над апоневрозом мышц мягкого нёба.

Второй тип характеризуется средней степенью атрофии альвеолярного гребня, маловыраженными буграми, средней глубиной нёба, выраженным турсом, средней податливостью слизистой и слизисто-железистой подушки под апоневрозом мышц мягкого нёба.

Третий тип характеризуется резкой атрофией альвеолярного гребня, резко уменьшенным размером тела верхней челюсти, невыраженными альвеолярными буграми, укороченным переднезадним размером твердого нёба, плоским нёбом, широким турсом, узкой полоской нейтральной зоны по линии «А». В зависимости от степени атрофии альвеолярного гребня и тела челюсти, места прикрепления мышц В. Ю. Курляндский (1955) различал 5 типов беззубых нижних челюстей:

- *Первый тип* — альвеолярный гребень выступает над уровнем мест прикрепления мышц с вестибулярной и язычной сторон.
- *Второй тип* — альвеолярный гребень и тело челюсти атрофированы до уровня мест прикрепления мышц с вестибулярной и оральной сторон.
- *Третий тип* — атрофия тела челюсти ниже мест прикрепления мышц.
- *Четвертый тип* — выраженная атрофия в области жевательных зубов.
- *Пятый тип* — выраженная атрофия в области передних зубов.

При осмотре и пальпации первый тип характеризуется хорошо выраженным овальным гребнем. Уздечки и связки прикрепляются у основания альвеолярного гребня, переходная складка хорошо выражена с вестибулярной и оральной сторон. Слизистая оболочка, покрывающая альвеолярный гребень, неподвижная, в складки не собирается, плотная. Челюстно-подъязычная линия овальная или не выражена и безболезненна при пальпации. Подъязычные железы располагаются в подъязычной ямке, незначительно возвышаясь над дном полости рта.

Для второго типа характерна умеренная форма альвеолярного гребня, уменьшение размера нижней челюсти. Альвеолярный гребень во фронтальном участке узкий, в боковых — овальной формы, широкий. Уздечки и связки располагаются ближе к вершине гребня. Верхняя косая линия резко выражена, острая, прикрыта тонкой слизистой оболочкой, болезненной при пальпации. Подъязычные

слюнные железы доходят до уровня вершины гребня. Нейтральная зона узкая.

При третьем типе альвеолярный гребень атрофирован полностью, места прикрепления мышц находятся на уровне вершины гребня или выше ее. Уздечки языка и губы сближены, резко выражен подбородочно-язычный костный выступ. Внутренняя косая линия представлена острым костным выступом. Нейтральная зона почти не выражена. Подъязычные слюнные железы перекрывают вершину альвеолярного гребня.

При четвертом типе альвеолярный гребень более выражен в области боковых зубов, внутренняя косая линия резко выражена, острая.

При пятом типе атрофия больше выражена в области передних зубов. Внутренняя косая линия овальная, нерезко выражена.

И. М. Оксман (1978) предложил единую классификацию для беззубых верхних и нижних челюстей, учитывая степень атрофии, конфигурацию альвеолярного гребня и места прикрепления мышц:

Первый тип — альвеолярный гребень высокий, незначительно равномерно атрофирован, альвеолярные бугры хорошо выражены, нёбо глубокое, места прикрепления мышц находятся у основания альвеолярного гребня.

Второй тип — характеризуется средней равномерной атрофией альвеолярных гребней и бугров, нёбо средней глубины, мышцы прикрепляются на уровне середины альвеолярного гребня.

Третий тип — резкая равномерная атрофия альвеолярного гребня и бугров, плоское нёбо, подвижная слизистая оболочка, оболочка прикрепляется на уровне вершины альвеолярного гребня.

Четвертый тип — характеризуется неравномерной атрофией альвеолярного гребня.

А. И. Дойников предлагает аналогичную классификацию, но четвертый тип считает необходимым разделить на две подгруппы с неравномерной степенью атрофии.

/ степень — на обеих челюстях имеются хорошо выраженные альвеолярные гребни, покрытые слегка податливой слизистой оболочкой. Нёбо покрыто равномерным слоем слизистой оболочки, умеренно податливой в задней его трети. Естественные складки слизистой оболочки (уздечки губ, языка, щечные тяжи) достаточно удалены от вершины альвеолярного гребня. Эта степень является удобной опорой для протеза, в том числе и с металлическим базисом.

// степень — средняя степень атрофии альвеолярного гребня, умеренно выраженные верхнечелюстные бугры, нёбо средней глубины, выраженный торус.

/// степень — полное отсутствие альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей, резко уменьшенные размеры тела челюсти и верхнечелюстного бугра, плоское нёбо, широкий торус.

IV степень — выраженный альвеолярный гребень в переднем участке и значительная атрофия в боковых отделах челюстей.

V степень — выраженный альвеолярный гребень в боковых отделах и значительная атрофия в переднем участке беззубых челюстей.

Эта классификация является наиболее удобной в практической деятельности врача-ортопеда, охватывая наибольшее количество клинических случаев и отражая истинную картину степени атрофии челюстей.



Методы фиксации протезов на беззубых челюстях

Функциональная ценность протезов определяется их устойчивостью на беззубых челюстях. Она зависит в первую очередь от анатомо-физиологических особенностей тканей протезного поля и органов полости рта, состояния слизистой оболочки протезного ложа и формы альвеолярных гребней и альвеолярной части челюстей. Чем больше площадь протезного ложа, чем меньше атрофия челюсти и лучше сохранены альвеолярные гребни верхней и альвеолярная часть нижней челюстей, тем благоприятней исход ортопедического лечения. В этом отношении протез на верхней челюсти имеет несомненные преимущества, так как площадь его опоры в 2-2,5 раза превышает площадь опоры протеза нижней челюсти. Наиболее неблагоприятными для фиксации протезов являются III и V степени атрофии челюстей по А. И. Дойникову.

Устойчивость протезов на беззубых челюстях обусловлена механическими силами, которые возникают под влиянием жевательного давления, и физическими процессами, протекающими между базисом протеза и тканями протезного ложа. Она тесно связана с сокращением жевательных и мимических мышц. Протез на верхней беззубой челюсти оказывается в более благоприятных условиях, так как к верхней челюсти прикрепляется небольшое количество мимических мышц, которые при сокращении не могут оказать существенного влияния на его фиксацию. Наиболее трудно, а иногда и невозможно изготовить функционально полноценный протез на беззубой нижней челюсти при резкой ее атрофии ввиду анатомо-физиологических особенностей, таких, как небольшая площадь протезного ложа, большая подвижность челюсти из-за прикрепления к ней всей жевательной и значительной части мимической мускулатуры.

Выделяют **механические, физические, хирургические, анатомические, биофизические, биомеханические и физико-биологические** методы фиксации протезов на беззубых челюстях.

По нашему мнению, основными являются **механические, физические и физико-биологические** методы. Все остальные или включают перечисленные, или (например, хирургические) являются вспомогательными и направлены на подготовку полости рта к ортопедическому лечению для эффективного использования указанных выше методов фиксации протезов.

3.1. МЕХАНИЧЕСКИЕ СПОСОБЫ ФИКСАЦИИ

Это наиболее старые из всех известных методов. Они основаны на использовании для укрепления пластиночных протезов различных механических приспособлений, включая лигатуры. Способ крепления протезов к просверленной челюсти посредством проволоки в настоящее время не применяется.

В конце XIX — начале XX в. широкое распространение получило укрепление протезов с помощью **отгалкивающих пружин** (Фошар). В этом случае оба протеза, соединенные между собой согнутыми пружинами, укрепленными концами в области премоляров прижимались к челюстям. Предлагались пружины самой разной формы: плоские, круглые, ленточные и спиральные. Однако клинические наблюдения показали недостаточную эффективность и вредность этого способа крепления протезов, так как пружины травмировали слизистую оболочку полости рта, нередко вызывая смещение протезов. Из-за задержки и разложения пищи между витками пружин создавалось антигигиеническое состояние полости рта. При пользовании протезами с пружинами пациенты все время испытывали напряжение жевательной и мимической мускулатуры. Постоянное давление базисов протезов на челюсти вызывало ускорение процессов атрофии костной ткани, что заставляло отказываться от их применения. В настоящее время пружины, заключенные в эластичные нейлоновые трубки, используют лишь после больших операций и при посттравматических дефектах челюстей, когда обычные способы не обеспечивают фиксацию протезов.

Использование для фиксации протезов компенсаторных валиков и проволочных дуг в области премоляров и моляров с вестибулярной и язычной сторон (Н. С. Сальев, 1963), а также прикрепление к протезу выдвижных захватов (И. Кемени, И. Варга, 1956) и пелотов-фиксаторов различных конструкций (А. Krause, 1957)

широкого распространения не получили из-за сложности устройства захватов и ненадежности их фиксирующего действия, а также из-за того, что пелоты часто травмировали слизистую оболочку и затрудняли акт глотания.

Однако использование ретенционных участков альвеолярных гребней позволяет улучшить фиксацию зубных протезов на беззубых челюстях (Г. Л. Саввиди, 1986; А. Hromatka, 1956). Целесообразно использовать наиболее рациональные для эффекта ретенции миостабилизаторы, рассчитанные на равномерное давление мышц, окружающих преддверие полости рта, на протез (Л. А. Гооге, Р. Д. Алтынбекова, 1984; Г. Г. Насибуллин, 1978).

Несмотря на многочисленные исследования, посвященные определению феномена ретенции пластиночного протеза, все еще существуют различные мнения относительно этого противоречивого понятия и понимания механизма действия обсуждаемых факторов на степень фиксации протезов.

Степень фиксации протезов в первую очередь зависит от анатомо-физиологических условий протезного ложа. Они во многом определяют устойчивость протеза на челюсти и функциональную ценность ортопедического лечения. Наилучшей устойчивости протезов можно добиться на челюстях с хорошо выраженным альвеолярным гребнем и альвеолярной частью, когда места прикрепления мышц, уздечек и тяжелой слизистой оболочки к челюстям располагаются на достаточном расстоянии от альвеолярного гребня, так как в этих случаях условия полости рта способствуют механическому удержанию протезов на челюстях, препятствуя их горизонтальным сдвигам.

Улучшения условий протезного ложа можно добиться путем проведения корригирующих и восстановительных операций, таких как альвеолотомия — частичная резекция острых костных выступов на челюстях с устранением экзостозов перед протезированием (И. М. Оксман, 1967; Н. В. Калинина, 1979; И. Г. Ямашев, 1980; П. Тарныкулиев, 1988; J. Goodsell, 1955; G. Frenkel, 1982). Удобное ложе для протеза можно создать рассечением и иссечением рубцов, уздечек и тяжелой слизистой оболочки (А. А. Кьяндский, 1928; М. М. Матесис, 1950; Е. Г. Селиванов, 1966; А. Volourі и др.), местным перемещением лоскута слизистой оболочки и пересадкой лоскута кожи на ножке (П. П. Львов, 1922). Эти операции наиболее эффективны при использовании имедиат-протеза, накладываемого сразу на операционный участок.

Имедиат-протез (от англ. *immediate* — непосредственный, немедленный) — **непосредственный протез, накладываемый в первые 24 часа после удаления зубов.**

Предпринимались попытки механически удержать протез за счет оперативно созданного в челюсти тоннеля, создания углубления преддверия полости рта либо мягкотканых карманов в позаальвеолярной области для дистального края протеза или костной ниши у наружного края челюсти, за счет использования для фиксации протеза к телу челюсти стеблей слизистой оболочки (типа Филатовского) или кожно-слизистых карманов на верхней челюсти.

Однако эти методы как правило сопровождаются постоянной травмой и воспалительными изменениями слизистой оболочки и требуют достаточно хорошо сохранившейся альвеолярной части нижней челюсти. При значительной ее атрофии рекомендуют проводить более сложные подготовительные хирургические вмешательства с целью улучшения состояния протезного ложа. Эти вмешательства должны обеспечить выбор оптимальной методики, улучшающей условия протезного поля, и определить показания к применению трансплантатов. Для этого предлагаются операции углубления полости рта по Траунеру и другим авторам, вестибулопластика с использованием аутогенного костного трансплантата.

Для улучшения условий протезного ложа при значительной атрофии альвеолярной части нижней челюсти возможно пластическое восстановление ее с помощью имплантатов из трупного хряща, гомохряща, измельченной костной щебенки, взятой с соседних участков челюстей, деминерализованного дентина, изготовленного из корней удаленных зубов человека, аутодесневую трансплантацию из десневого края твердого нёба, а также имплантацию пластмасс акрилового ряда.

При резкой атрофии нижней челюсти, более чем на 2 см, рекомендуют применять костную пластику с подсадкой трансплантата из гребешка подвздошной кости, хряща, аорты, пластмассы или подсадку реберных трансплантатов. Наиболее эффективно применение микрохирургической техники с пересадкой трансплантата подвздошной кости на сосудистой ножке (Э. С. Каливрадзян, Е. Ю. Каверина, 1997).

Особое внимание уделяют керамическим материалам. О том, что материалы из керамики подходят для целей имплантации, свидетельствуют данные о гистосовместимости керамического пористого материала и кости. Большое значение в этом случае имеет биологический состав поверхностного слоя имплантата. Эксперименталь-

ные данные свидетельствуют о формировании вокруг порозного керамического имплантата костной ткани, трабекулы которой врастают в поры имплантата. Результаты исследований указывают на зависимость степени врастания соединительной ткани в керамику от диаметра пор.

М. Bunte и соавт. (1977) выпиливали костный фрагмент альвеолярной части нижней челюсти между ментальными нервами и приподнимали его кверху. В образовавшийся дефект вносили выпиленный алмазным диском блок стеклянной керамики, который фиксировали винтами к кости. Авторы отмечали хорошие отдаленные результаты.

Известна методика Visor-остеотомии, при которой проводится вертикальная остеотомия между наружной и внутренней компактными пластинками нижней челюсти от ретромолярной области справа до ретромолярной области слева. Расплющенный по плоскости внутренний фрагмент перемещают кверху по отношению к наружному и фиксируют проволочными швами, при этом освобождается сосудисто-нервный пучок. Через 6 недель проводится вестибулопластика свободным кожным трансплантатом. При значительной атрофии альвеолярной части предлагается костная пластика нижней челюсти.

Имплантаты, с известным риском осложнений, могут существенно расширить арсенал средств, применяемых при протезировании, в том числе и на беззубых челюстях, так как метод имплантации с целью дальнейшего протезирования является важным в выборе плана лечения. Таким образом, перечисленные механические способы фиксации протезов на беззубых челюстях, включая стоматологическую имплантацию и хирургическую подготовку полости рта к ортопедическому лечению, на сегодняшний день еще не полностью исчерпали себя при решении проблемы фиксации протезов на беззубых челюстях.

Современный уровень развития медицинского материаловедения, позволяющий использовать различные материалы, такие как пластмассы, металлы и их сплавы, керамические и углеродистые материалы, изучение их биологической совместимости с живыми тканями, использование различных методик имплантации могут внести много нового, прогрессивного в решение проблемы протезирования беззубых челюстей. В то же время существующие методы фиксации протезов предусматривают использование различных физических законов и явлений и при соответствующем их применении способствуют решению этой проблемы.

3.2. ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ФИКСАЦИИ

Для удержания протезов на беззубых челюстях используются такие физические явления, как адгезия и когезия.

Адгезия подразумевает возникновение связи между поверхностными слоями двух разнородных (тел, приведенных в соприкосновение).

Когезия — сцепление молекул, атомов, ионов в физическом теле — обусловлена межмолекулярным взаимодействием и химической связью.

Практически для удержания протезов можно использовать лишь явление адгезии. Для этого необходимо добиться точного соответствия между базисом протеза и микрорельефом слизистой оболочки протезного ложа. Сила адгезии находится в прямой зависимости от величины соприкасающихся поверхностей, а также вязкости и толщины слоя слюны, находящейся между ними. Однако, как свидетельствуют данные Ш. И. Городецкого и И. М. Оксмана, силу адгезии удается использовать в пределах 320-910 г (0,3-0,9 Н), что совершенно недостаточно для удержания протеза как в покое, так и при сокращении мимических и жевательных мышц. В то же время адгезия и присасывающая способность капиллярного слоя слюны между базисом протеза и слизистой оболочкой протезного ложа имеют решающее значение для удержания протеза на челюсти.

В последнее время вновь рекомендуют к применению адгезивные материалы (например, эластичные силиконы типа силиконовой пластмассы Дентасил Р, акрилаты и полиметилакрилаты — Радуга-Р), выполняющие роль адгезивного базиса. Материал может заменяться, не создавая механического или химического раздражения десны, прост в применении, акрилат химически связывается с твердым слоем базиса.

В настоящее время для улучшения фиксации съёмных протезов применяют адгезивные либо адгезионные порошки и пасты, а иногда и лечебные пленки (например, Пропилен-М). В присутствии влаги частицы порошка набухают, сливаются, образуют гель, который увеличивает силу сцепления зубного протеза с тканями протезного ложа. Однако применение клеящих веществ для фиксации съёмных протезов позволяет добиться лишь временного успеха.

Фиксация пластиночных протезов при полном отсутствии зубов на челюстях осуществляется при взаимодействии различных механизмов в системе базис протеза — промежуточное шелевидное

пространство — протезное ложе. Если пространство активно сжимается, то в нем возникает отрицательное давление. Разница давления в пространстве между базисом протеза и слизистой оболочкой полости рта поддерживается до тех пор, пока не будут преодолены капиллярные силы и не произойдет выравнивания давления с атмосферным. Вследствие этого условия степень удержания съемного протеза тем больше, чем больше площадь поверхности базиса, точнее соприкосновение края протеза с окружающими его тканями, больше сопротивление трению, выше вязкость слюны, длиннее путь течения жидкости в промежуточном пространстве, короче период нахождения протеза без нагрузки. Атмосферное давление является силой, способной препятствовать вертикальному перемещению съемного пластиночного протеза.

Поиски новых способов фиксации протезов привели к тому, что некоторые ученые предлагали утяжелять протезы на нижней беззубой челюсти, причем массу протезов доводили до 100-120 г. Утяжеление достигалось путем введения в базисы протезов металлов с большой удельной массой. При малом межальвеолярном расстоянии для утяжеления нижнего протеза применяли зубы из металла.

Эти способы дают незначительный эффект, хотя утяжеленные протезы удерживаются на челюсти лучше, чем протезы без металла. Но этот способ весьма ненадежен, так как в этом случае протез оказывает повышенное давление на челюстную кость и вызывает преждевременную атрофию.

Для улучшения фиксации протезов на беззубых челюстях использовали магнитные сплавы. Известны три способа их применения. При первом способе магниты помещают в боковых отделах базисов протезов так, чтобы при смыкании челюстей одноименные полюса магнитов совпадали между собой. Сила отталкивающего действия магнитов использовалась для прижатия протезов к челюстям подобно действию пружин.

Все попытки улучшить фиксацию протезов на беззубых челюстях путем использования постоянных магнитов не дали положительных результатов, так как максимальное влияние магнитного поля проявляется лишь тогда, когда полюса магнитов противостоят один другому в момент смыкания зубов. При боковых движениях нижней челюсти это условие нарушается, и фиксирующие свойства магнитов ослабевают. При втором способе один магнит укрепляется в зубах или их корнях, второй крепится в протезе. Магнитная фиксация обеспечивается за счет съемных и несъемных элементов. Сила притяжения доходит до 250 г (0,2 Н).

Влияние магнитного поля на ткани и органы, окружающие постоянные магниты, изучено недостаточно. Среди осложнений применения магнитов называют некроз кости, а также отторжение их как инородных тел.

Физико-биологический метод фиксации протезов основан на тщательном изучении анатомических особенностей строения беззубых челюстей, что позволяет наилучшим образом сформировать круговой **замыкающий клапан** с широкой площадью опоры.

Замыкающий клапан возникает в результате контакта края съемного протеза полного зубного ряда с пассивно-подвижными тканями протезного ложа по его периметру, вследствие чего становится невозможным проникновение воздуха или жидкости под базис протеза и нарушение вакуума.

Большая площадь клапана уменьшает нагрузку на единицу площади опорных тканей, предотвращая их раздражение и атрофию. Это метод является наиболее приемлемым и достаточно эффективным в настоящее время. Его сущность заключается в том, что при оформлении границ протезов строго учитывается функциональное состояние подвижных тканей полости рта.

На верхней челюсти функциональная присасываемость протеза обеспечивается наличием в задней трети нёбного свода податливой слизистой оболочки, которая переходит на мягкое нёбо и дает возможность получить клапан со слизистой оболочкой, замыкающей глоточный край протеза, а также наличием переходной складки, расположенной в преддверии полости рта.

Способность слизистой оболочки переходной складки следовать за протезом при его перемещении препятствует проникновению воздуха под протез, что удерживает его на челюсти. Степень фиксации протеза зависит от взаимосвязи его базиса с тканями протезного ложа, взаимосвязи наружной поверхности протеза с ротолицевой мускулатурой и от других факторов.

Один из способов улучшения функционального качества протезов на беззубых челюстях — это оформление наружной поверхности и границ протезов на основе метода объемного моделирования. Однако, если на верхней беззубой челюсти в подавляющем большинстве случаев удается добиться хорошей фиксации, то на нижней челюсти из-за ее анатомо-физиологических особенностей этот метод как правило малоэффективен. Это свидетельствует о том, что проблема о фиксации протезов на беззубой нижней челюсти, тем более с резко выраженной атрофией альвеолярной части, до конца не решена. Из-за плохой фиксации протез

во время жевания постоянно двигается, травмируя слизистую оболочку, что еще больше вызывает изменения в слизистой оболочке протезного ложа и усугубляет явление атрофии челюстной кости.

3.3. ФАКТОРЫ, ОБЕСПЕЧИВАЮЩИЕ ФИКСАЦИЮ НА БЕЗЗУБЫХ ЧЕЛЮСТЯХ

Анализ данных литературы о фиксации протезов позволил определить основные факторы, обеспечивающие фиксацию протезов на беззубых челюстях во время функции и покоя. Это силы адгезии и когезии, капиллярности, ретенции и функциональной присасываемости. Целенаправленное их использование с привлечением сил магнитного притяжения открывает возможность добиваться необходимой устойчивости протезов при ортопедическом лечении больных с полной утратой зубов.

Так, силы адгезии и когезии можно успешно использовать, получая точное отображение рельефа слизистой оболочки и применяя современные слепочные материалы, что достигается путем получения функциональных слепков с беззубых челюстей при применении индивидуально изготовленных слепочных ложек.

В зависимости от анатомо-физиологических особенностей протезного ложа можно получать отображение слизистой оболочки в различных функциональных состояниях. При этом разгружающие оттиски рекомендуется получать при тонкой, атрофичной и при избыточно податливой слизистой оболочке. Иногда этот участок слизистой оболочки называют **болтающимся гребнем**.

Болтающийся гребень — избыточная толщина мягких тканей протезного ложа, характеризующихся повышенной податливостью и подвижностью.

Компрессионные оттиски показаны при рыхлой, хорошо податливой слизистой оболочке. Однако лучшего эффекта можно достичь, лишь применяя дифференцированные оттиски, полученные с разной степенью компрессии слизистой оболочки с учетом ее податливости в различных участках протезного ложа.

Используя адгезивные порошки и пасты либо прибегая к фармакологическим средствам, можно направленно увеличивать влажность слизистой оболочки и менять вязкость слюны. При этом вязкие свойства слюны будут ориентированы на дополнительное улучшение фиксации протезов за счет использования явлений капиллярности и прилипаемости.

Сила механической ретенции также имеет немаловажное значение в удержании протезов. При ее использовании необходимо строго учитывать анатомо-физиологические особенности строения беззубых челюстей, состояние костной ткани, слизистой оболочки. Необходимо иметь четкое представление о состоянии мышц, находящихся во взаимодействии с протезом во время функции. Используя участки, где мышечная ткань отсутствует или малоактивна, необходимо создавать ретенционные захваты, дополнительные опоры, способствующие повышению фиксации протезов. Расширяя границы протезов в области переходных складок, перекрывая базисом протезов альвеолярные и нижнечелюстные бугры, можно использовать в своих интересах силы механической ретенции.

Но основными силами, способствующими эффективной фиксации протезов на челюстях как в покое, так и во время функции, являются силы функциональной присасываемости. Главное в использовании этих сил — создание **клапанной зоны**.

Клапанная зона — воспроизведение края протеза в соответствии со слизистой оболочкой полости рта, которое обеспечивает образование краевого замыкающего клапана по периферии протеза, создающего условия для фиксации его на челюсти.

Замыкающий клапан препятствует попаданию воздуха под протез при функции и способствует его удержанию за счет разницы давления воздуха, находящегося в пространстве между протезом, слизистой оболочкой и атмосферным воздухом. Знание механизма образования этого клапана имеет большое значение для достижения положительных результатов ортопедического лечения больных с полной утратой зубов.

Слизистая оболочка полости рта по-разному взаимодействует с протезом, участвуя в создании краевого клапана (рис. 3.1).

Краевой клапан образуется за счет плотного прилегания внутренней поверхности протеза к слизистой оболочке, покрывающей вестибулярную поверхность альвеолярного гребня на верхней челюсти (1) либо альвеолярную часть нижней челюсти. Край протеза прилегает к куполу переходной склад-

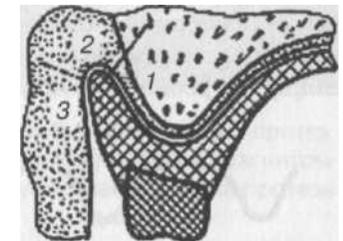


Рис. 3.1. Схема образования краевого клапана:

1 — альвеолярный гребень; 2 — купол переходной складки; 3 — щека

ки (2). Подвижная слизистая оболочка губ, щек, языка прилегает к наружной поверхности протеза (3). Немаловажное значение имеет и клапан в дистальном участке на верхней челюсти и подъязычной области на нижней челюсти.

Протез будет удерживаться тем лучше, чем строже будут соблюдаться перечисленные контакты во время покоя и функции. При нарушении одного или даже двух из них протез все равно способен удерживаться на челюсти. Только при нарушении контактов во всех трех выделенных зонах протез может оторваться от протезного ложа. Принимая во внимание важность трех типов контактов протеза со слизистой оболочкой полости рта, необходимо добиваться их неуклонного соблюдения при изготовлении протезов с учетом анатомо-физиологических особенностей полости рта.

Так, в точке контакта (1) прилегание протеза к слизистой оболочке с вестибулярной стороны будет различным в зависимости от формы альвеолярных гребней и альвеолярных частей челюстей. Контакт будет хорошим при отвесной форме альвеолярных гребней и менее надежным при овальной, острой и грибовидных формах, что следует учитывать уже на этапе получения функциональных оттисков. Чем отвеснее скаты, тем лучше условия фиксации протезов (рис. 3.2).

При трех последних формах альвеолярных гребней следует получать **профилированные функциональные оттиски** с учетом того, что после изготовления протез не сможет в силу анатомических особенностей строения альвеолярного гребня верхней либо альвеолярной части нижней челюсти прилегать к слизистой оболочке с вестибулярной стороны на всем ее протяжении и сохранять постоянный контакт во время функции. Такой оттиск можно получить, только применяя термопластические массы, которые при выведении слепка из полости рта деформируются по краям из-за выступания альвеолярного гребня в вестибулярную сторону.



Рис. 3.2. Наиболее распространенные формы профиля альвеолярных гребней и альвеолярной части челюстей

Слизистая оболочка, прилегающая к протезу по его краям, перемещалась бы за ним при микродвижениях и сохраняла бы контакт с базисом протеза. Для более эффективного контакта базиса протеза со слизистой оболочкой в этом участке необходимо правильно определить и воспроизвести на оттиске, а позже и на протезе объем переходной складки в области ее купола, чего можно достичь лишь применением эластичных материалов с обязательным учетом **функциональных движений**.

Движения функциональные — все возможные движения нижней челюсти во время разговора, жевания, глотания, зевания и других функций организма.

Очень важно добиться воспроизведения объема переходной складки на протезе нижней челюсти с язычной стороны по обе стороны от уздечки языка и на всем протяжении подъязычного пространства.

Нельзя не учитывать и не использовать для улучшения фиксации протезов и третий фактор — соблюдение контакта слизистой оболочки щек, губ, языка с наружной поверхностью протеза. Для этого необходимо точно определить состояние подвижной слизистой оболочки, окружающей протез, и функциональными пробами добиться оптимального взаимодействия этих тканей и наружной поверхности протеза. При ортопедическом лечении на нижней челюсти необходимо учитывать состояние языка, сделав ложе в базисе протеза под жевательными зубами при хорошем тургоре мышечных тканей языка, при гипертрофии языка и малой его активности (рис. 3.3).

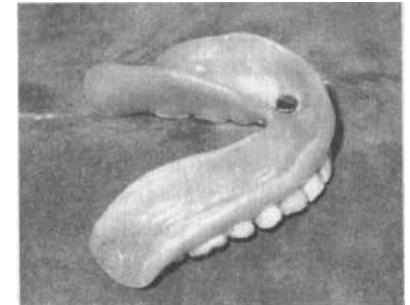


Рис. 3.3. Пластинчатый протез на нижнюю челюсть с магнитом и углублением в базисе протеза для языка

В этом случае язык, размещаясь в пространстве между краем протеза и искусственными зубами, препятствует смещению протеза и способствует предотвращению попадания воздуха под него, т.е. сохраняет замыкающий клапан. При небольшом размере языка следует создавать у протеза с язычной стороны отвесные края.

Соответствующее оформление поверхности протеза, обращенной в сторону подвижной слизистой оболочки полости рта, содействует

удержанию протеза, особенно во время функции. Использование перечисленных факторов способствует эффективной фиксации протезов. Об этом методе усовершенствования фиксации более подробно говорится ниже.

Условия использования пластиночных протезов на беззубых челюстях можно значительно улучшить, если целенаправленно изменять форму альвеолярных гребней и альвеолярных частей челюстей, стремясь при этом к распределению жевательного давления с базиса протеза на ткани протезного ложа. Этого можно достичь путем применения магнитов, имплантатов и др.

3.4. ФИКСАЦИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАГНИТОВ ИЗ САМАРИЙ-КОБАЛЬТА

На сегодняшний день мы не располагаем методом, позволяющим добиваться гарантированной фиксации протеза на беззубой нижней челюсти особенно в случаях ее резкой атрофии. Многие традиционные методы протезирования в настоящее время совершенствуются. Это относится и к использованию постоянных магнитов для зубных протезов при проведении ортопедического лечения.

В 1950-1960-х гг. для улучшения фиксации протезов на беззубых челюстях предлагали использовать магнитные сплавы. Их недостатками являлись небольшая коэрцитивная сила и необходимость частого намагничивания сплавов электромагнитами в период пользования протезом.

Принимая во внимание нерешенность проблемы фиксации протезов на беззубых челюстях и недостаточное использование предлагаемых для этих целей магнитных сплавов, а также благоприятное влияние постоянного магнитного поля на окружающие ткани, делаются попытки использовать новый магнитный сплав для улучшения фиксации протезов на беззубых челюстях. В качестве материала предложен сплав самарий-кобальт, открытый в 1968 г. Его магнитные свойства значительно выше свойств других магнитных сплавов. Это интеркристаллическое соединение самария и кобальта, обладающее коэрцитивной силой магнитной энергии в 5-40 раз больше, чем у ранее известных сплавов. Большая коэрцитивная сила способствует устойчивости материала к размагничиванию. Это позволяет применять в стоматологии магниты плоской формы и малых размеров с длительным сохранением магнитных свойств материала.

Размещение магнитов в протезах на верхнюю и нижнюю челюсти под искусственными зубами в области моляров и премоляров с двух сторон обоих протезов в толще базисов, ближе к жевательным поверхностям, по предлагаемой ранее методике успеха не имело.

Поскольку отталкивающее действие магнитов проявляется не в полной мере при сближении челюстей в центральном соотношении, при перемещении нижней челюсти вперед, вправо или влево иногда проявлялось не отталкивающее, а притягивающее свойство магнитов, это заставило нас изменить методику применения магнитов. В базисы протезов в области второго премоляра и моляров помещали магниты из самарий-кобальта размером 15x5x2 мм, с площадью поверхности 10x5 мм в сторону встречного магнита, по два в каждом протезе (всего 4 магнита). Магниты располагали ближе к жевательной поверхности искусственных зубов одноименными полюсами навстречу друг другу. Сила магнитной энергии у поверхности магнитов составляла в среднем $1035,1 \pm 16,6$ Э. Были получены обнадеживающие результаты: протезы стали фиксироваться лучше; отталкивающее действие магнитов проявлялось заметнее; отсутствовало притягивание магнитов при смещении нижней челюсти (рис. 3.4).

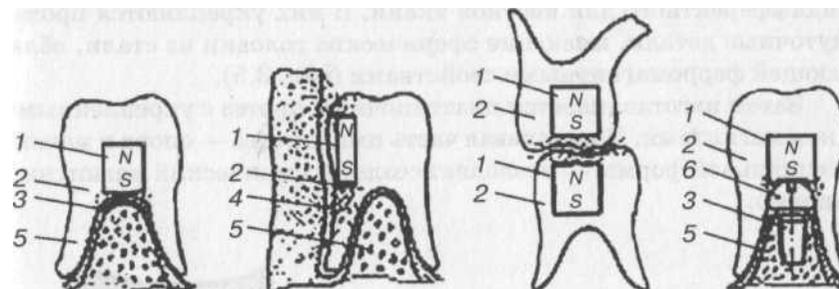


Рис. 3.4. Способы использования постоянных магнитов в пластиночных протезах:

1 — постоянный магнит; 2 — зубной протез; 3 — имплантат; 4 — слизистая оболочка щеки; 5 — челюстная кость; 6 — наддесневая часть имплантата

Магниты из самарий-кобальта целесообразно использовать для дополнительной фиксации протезов при ортопедическом лечении больных с полной утратой зубов, осложненной резкой атрофией челюстей, особенно нижней беззубой челюсти. Применение магнитов показано и при неосложненных условиях протезирова-

ния, когда с лечебной целью требуется воздействовать магнитным потоком на отдельные участки слизистой оболочки полости рта. Однако это требует дополнительного изучения, в частности раскрытия механизма воздействия магнитного поля.

Санитарно-химические, токсикологические, патоморфологические и иммунологические исследования позволили обосновать возможность применения нержавеющей стали марок 30X13, 40X13 и ЭП 853, обладающих ферромагнитными свойствами, для изготовления поднадкостничных имплантатов.

Изучение напряженности магнитного поля на разных расстояниях от магнитов, а также расстояний от применяемых в полости рта магнитов до органов центральной нервной системы исключило его влияние на центральную нервную систему.

3.5. ФИКСАЦИЯ ПРОТЕЗОВ НА БЕЗЗУБОЙ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ВНУТРИКОСТНЫХ ИМПЛАНТАТОВ И СФЕРИЧЕСКИХ МАГНИТОВ

Этот метод предусматривает укрепление в челюстной кости винтовых имплантатов из титана — немагнитного материала, наиболее индифферентного для костной ткани. В них укрепляются промежуточные детали, имеющие сферические головки из стали, обладающей ферромагнитными свойствами (рис. 3.5).

Затем изготавливается пластиночный протез с укрепленными в нем магнитами. Наддесневая часть имплантата — опора и магнит специальной формы — позволяет создать сферический магнитный шарнир.

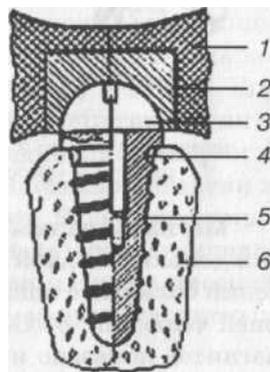


Рис. 3.5. Узел сферического магнитного шарнира:

1 — зубной протез; 2 — магнит с шаровым гнездом; 3 — наддесневая шаровая опора; 4 — шейка имплантата; 5 — внутрикостный имплантат; 6 — кость челюсти

Этот метод предусматривает проведение операции по подсадке имплантатов и изготовление пластиночного протеза с созданием магнитных сферических шарниров. Для этого имплантаты устанавливаются в переднем участке альвеолярной части нижней челюсти. С учетом анатомо-топографических особенностей беззубой нижней челюсти, степени ее атрофии определяется их количество. Обычно бывает достаточно установки двух имплантатов в области клыков.



Способы получения анатомических оттисков

4.1. ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПОНЯТИЙ ОТТИСК, ПОДБОР ОТТИСКНЫХ ЛОЖЕК

Изготовление пластиночного протеза или лечебного аппарата в клинике ортопедической стоматологии предусматривает получение оттиска мягких и твердых тканей обеих челюстей. **Оттиск** является связующим информационным звеном между врачом и зубным техником, а точность его получения в значительной мере определяет качество зубного протеза.

Оттиск — обратное (негативное) отображение поверхности твердых и мягких тканей, расположенных на протезном ложе и его границах.

Протезное ложе — органы и ткани, находящиеся в непосредственном контакте с протезом (Е. И. Гаврилов).

В зависимости от того, снимают оттиск с учетом функциональной подвижности тканей, покрывающих твердые ткани протезного ложа, или без учета подвижности, оттиски подразделяют на анатомические и функциональные.

Анатомические оттиски беззубых челюстей снимаются стандартными оттискными ложками, которые могут быть металлическими и пластмассовыми, перфорированными и неперфорированными.

Производителями стоматологической продукции до настоящего времени выпускаются неперфорированные ложки из листовой нержавеющей стали (ТУ-64-1-345-781) на верхнюю челюсть: лс-в-5, лс-в-6, лс-в-7, лс-в-8, лс-в-9, лс-в-10; на нижнюю челюсть: лс-н-6, лс-н-7, лс-н-8, лс-н-9, а также перфорированные из стали и пластмассы.

Различные фирмы выпускают комплекты ложек для беззубой верхней и нижней челюстей (рис. 4.1). Кроме этого существуют двойные пластмассовые ложки Ивотрей фирмы Ivoclar. Эти ложки позволяют получать оттиск одновременно с верхнего и нижнего зубных рядов.

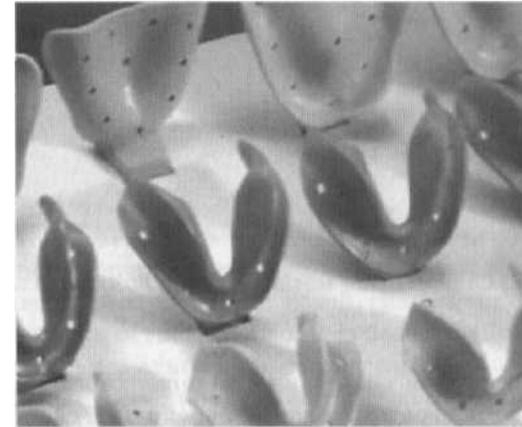


Рис. 4.1. Пластмассовые оттискные ложки для верхней и нижней челюстей

Для получения анатомического оттиска необходимо правильно подобрать стандартную металлическую ложку. Форма и размер ее определяются величиной челюсти. Размер челюсти можно определить визуально, примеряя ложку в полости рта. Но этот способ не совсем отвечает гигиеническим требованиям, поэтому гораздо удобнее и правильнее использовать специальный стоматологический циркуль, при помощи которого определяется расстояние между гребнями или их скатами в боковых отделах, а затем по полученным размерам подбирается ложка (рис. 4.2).

Правильно подобранная ложка облегчает получение оттиска, и чем сложнее условия его получения, тем тщательнее надо ее подбирать. При выборе надо иметь в виду, что расстояние между поверхностью ложки и слизистой оболочкой протезного ложа должно быть не менее 3–5 мм. При снятии оттиска альгинатной массой это расстояние должно быть минимальным, а при снятии гипсом — максимальным.

Не следует выбирать ложки с короткими или длинными, упирающимися в переходную складку, краями. Лучшей будет та из

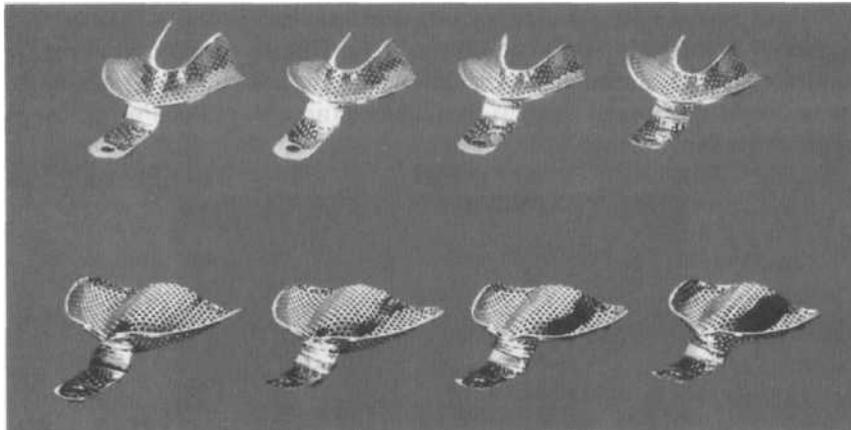


Рис. 4.2. Стандартные металлические ложки для верхней и нижней челюстей

них, края которой при наложении на поверхность слизистой оболочки во время проверки доходят до переходной складки. При снятии оттиска между дном ложки и альвеолярным гребнем должна лежать прослойка оттискного материала толщиной 2-3 мм, борт ложки не должен доходить до переходной складки, а образовавшийся просвет в дальнейшем заполнится оттискной массой. Это позволит формировать края оттиска как пассивными, так и активными движениями мягких тканей. При высоком крае ложки такая возможность формирования исключается, так как ее край будет мешать движению языка, уздечек и других складок слизистой оболочки.

После правильного подбора стандартной ложки не менее важное значение имеет выбор оттискного материала.

В настоящее время промышленностью выпускаются разнообразные по химическому составу и свойствам оттискные массы. Каждая из них имеет положительные и отрицательные качества, позволяющие применять ее в определенных случаях.

4.2. ВЫБОР ОТТИСКНОГО МАТЕРИАЛА

Выбор оттискного материала чаще всего зависит от степени атрофии альвеолярных гребней и альвеолярной части, состояния подвижных мягких тканей, а также степени податливости слизистой оболочки.

Так, при незначительной равномерной атрофии челюстей можно использовать альгинатные оттискные материалы и термопластические массы такие, как Радуга-Р («Радуга-Р», Россия); BISICO Chrominat (BISICO, Германия); Импрэшин Компаунд («Керр», США); Дентипласт («Спофа Дентал», Чехословакия) и др.

При выраженной атрофии челюстей, когда необходимо расправить подвижные мягкие ткани или переместить подъязычные железы, расположенные близко к вершине альвеолярной части, необходимо использовать материалы, которые позволят отодвинуть ткани на половину их максимальной подвижности, переместив их в подъязычное пространство. В таких случаях целесообразно использовать гипс, силиконовые (BISICO SI soft и BISICO S 4i-hydrophil фирмы BISICO, Германия; Stomaflex, Optosil, Xantopren и др.) и поливинилсилоксановые массы (Exaflex/Examix Monophastype и др.) с различной степенью вязкости.

При выраженной атрофии челюстей, осложненной болтающимся гребнем, снимать оттиск необходимо без давления жидким гипсом или пластичными альгинатными массами.

Болтающийся гребень встречается в области передних зубов после их удаления чаще всего при пародонтите, иногда в области верхнечелюстных бугров, когда произошла атрофия костной основы и в избытке остались мягкие ткани.

Отдавая предпочтение тому или иному материалу, необходимо отметить, что гипс имеет ряд существенных недостатков. В частности, гипс хрупок, что часто приводит к поломке оттиска при выведении из полости рта. При этом мелкие детали его нередко теряются. Также возможны травма мягких тканей и слизистой оболочки острыми краями кусков гипса, аспирация кусочками гипса, попадающих на корень языка.

Применение силиконовых масс для анатомических оттисков является нецелесообразным из-за высокой стоимости материала. Термопластичные массы не дают четкого отображения переходной складки, поэтому их применение также является нежелательным.

Таким образом, наиболее подходящим для снятия анатомических оттисков можно считать альгинатные массы. К достоинствам альгинатных оттискных материалов необходимо отнести высокую пластичность, хорошее воспроизведение рельефа мягких тканей протезного ложа, простоту применения. Одним из недостатков можно считать отсутствие прилипания к оттискной ложке. Для того чтобы исключить этот недостаток, пользуются специальными адгезивами или обклеивают борта ложки пластырем.

Другим недостатком является некоторая усадка, наступающая в процессе отверждения в полости рта и через относительно короткое время (от 30 минут до нескольких часов в зависимости от фирмы производителя) после получения оттиска, в результате потери воды. Помещение оттисков в полиэтиленовый пакет продлевает время до получения модели приблизительно на 30-40 %, а погружение в воду способствует значительному водопоглощению и изменению геометрических размеров.

4.3. ПОЛУЧЕНИЕ АНАТОМИЧЕСКОГО ОТТИСКА БЕЗЗУБОЙ ЧЕЛЮСТИ. ОЦЕНКА КАЧЕСТВА АНАТОМИЧЕСКОГО ОТТИСКА

После правильного подбора стандартной ложки и выбора оттискового материала приступают к непосредственному получению анатомического оттиска в полости рта. Для правильного снятия оттиска альгинатными массами необходимо соблюдать следующие правила:

1. Определение размеров оттисковой ложки.
2. Улучшение адгезии альгинатного материала к оттисковой ложке.

Для хорошего прилипания оттисковой массы к поверхности ложки ее края предварительно оклеивают лейкопластырем или обрабатывают адгезивными спреями, например Miratray Hattspray (Hager Werker), фирма Voko (Германия) выпускает специальный клей-адгезив Трейфикс, который с помощью кисточки, фиксированной в крышке флакона, наносится на поверхность ложки перед получением оттиска.

3. Антисептическая обработка полости рта.

Перед снятием оттисков рекомендуется использовать слабые растворы антисептиков (хлоргексидин) или жидкость для полоскания рта Клиренс (Радуга-Р), Calypso (Septodont). Они эффективно устраняют слизь и пищевые остатки, имеют умеренно выраженный сжимающий эффект слизистой оболочки, обладают дезинфицирующим эффектом. Все это необходимо для получения более точного отображения протезного ложа.

4. Замешивание и наложение массы на ложку.

Перед смешиванием компонентов следует придерживаться пропорций, указанных в инструкции фирмы-изготовителя. Замешивают массу в резиновой колбе при помощи шпателя.

Выполнять эту процедуру необходимо быстро, тщательно растирая массу о стенки резиновой колбы. Приготовленная оттискная масса укладывается в ложку вровень с краями или несколько выше, массе придают форму, смочив пальцы холодной водой. Излишками массы промазывают свод нёба и преддверие полости рта в области подъязычного пространства на нижней челюсти, области бугров верхней челюсти с щечной стороны. Это самые труднодоступные места для оттискового материала. Здесь могут образовываться воздушные пузыри, приводящие к грубым дефектам.

Наиболее эффективным способом нанесения массы и получения оттиска можно считать получение дифференцированного оттиска. Это возможно при наличии комплекта альгинатных масс с различной степенью текучести. Для этого в шприц вводится альгинатный материал высокой текучести, а в оттискную ложку — низкой.

5. Введение ложки с массой в полость рта (центрирование, погружение, фиксация).

С помощью шприца альгинатная масса вводится в область переходной складки, уздечек и тяжей, области срединной линии твердого нёба. Далее ложка с оттискным материалом вводится в полость рта. При этом врач зеркалом отводит правый угол рта, а левый отодвигает бортом ложки. Ложку вводят под углом, затем, разворачивая ее, устанавливают по центру альвеолярного гребня (ориентиром служит расположение ручки ложки строго по средней линии), после чего ложку прижимают к челюсти. На задней трети твердого нёба после выхода массы за край ложки давление переносят на передний край. Это является профилактикой попадания оттисковой массы в гортань или трахею. Затем приступают к оформлению краев оттиска. С этой целью большим и указательным пальцами врач захватывает верхнюю губу и оттягивает ее вниз, прижимая к краю ложки. На нижней челюсти после центрирования ложку прижимают наоборот вначале в переднем отделе, а потом в заднем. Вестибулярные края оформляют путем оттягивания губ и щек в сторону, вверх и обратно. Для формирования массы в области язычного края оттиска больного просят поднять язык вверх и вперед. Необходимо заметить, что когда врач формирует края оттиска, перемещая губы и щеки пациента своими пальцами, движения мягких тканей при этом называются *пассивными*. Если

мягкие ткани перемещаются за счет напряжения мимической или жевательной мускулатуры, мышц дна полости рта, эти движения называются *активными*. Введя ложку в рот и сформировав края оттиска, следует удерживать ее в этом положении определенное время. Давление на ложку или ее передвижение вызовет напряжение в слое, где началось затвердевание, что будет причиной искажения отпечатка. Ложку на челюсти необходимо удерживать с некоторым давлением, препятствующим отлипанию оттиска от слизистой оболочки. При обнаружении факта отлипания оттиск подлежит переснятию.

6. Выведение ложки с оттиском из полости рта. После структуризации оттискового материала оттиск осторожно выводят из полости рта.
7. Оценка качества оттиска. После выведения оттиска обращают внимание на:
 - а) адгезию оттискового материала к ложке. При отделении массы от ложки оттиск необходимо переснять;
 - б) наличие пористости в оттиске. Если имеются поры, оттиск необходимо переснять;
 - в) края оттиска. Края должны быть гладкими, закругленными, но не толстыми. Толстые края свидетельствуют о растяжении мягких тканей, что нежелательно. Такие края не соответствуют анатомической форме мягких тканей;
 - г) четкость отпечатка слизистой оболочки протезного ложа. Необходимо обратить внимание на отображение уздечек, подъязычного пространства, ретромолярной области, пространства за верхнечелюстными буграми, повторением макро- и микрорельефа слизистой оболочки протезного ложа. Смазаность рельефа может быть обусловлена попаданием слюны, а также резкой деформацией при извлечении оттиска из полости рта. Такой оттиск необходимо переснять.

8. Дезинфекция оттиска. Оттиски, извлеченные из полости рта пациента, ополаскивают струей проточной воды в течение 1 минуты. Затем их погружают в дезинфицирующий раствор (глутаровый альдегид 2,5 рН 7,0-8,7 на 10 минут; глутарекс — на 10 минут; MD-520 — на 10 минут; нейтральный анализит — на 10 минут). Дезинфекцию оттисков проводят в эмалированной или стеклянной посуде, закрытой крышкой при полном погружении

оттисков в раствор. При этом уровень раствора под слепком должен быть не менее 1 см. По окончании процедуры оттиски удаляют из раствора и промывают струей воды в течение 0,5-1,0 минуты для удаления остатков дезинфектанта.

В настоящее время существуют современные методики получения анатомических оттисков. Их применяют при незначительной атрофии челюстей.

1. Комбинированная техника снятия анатомических оттисков гидроколлоидными материалами с альгинатами, дающими оптимальные результаты (рис. 4.3).

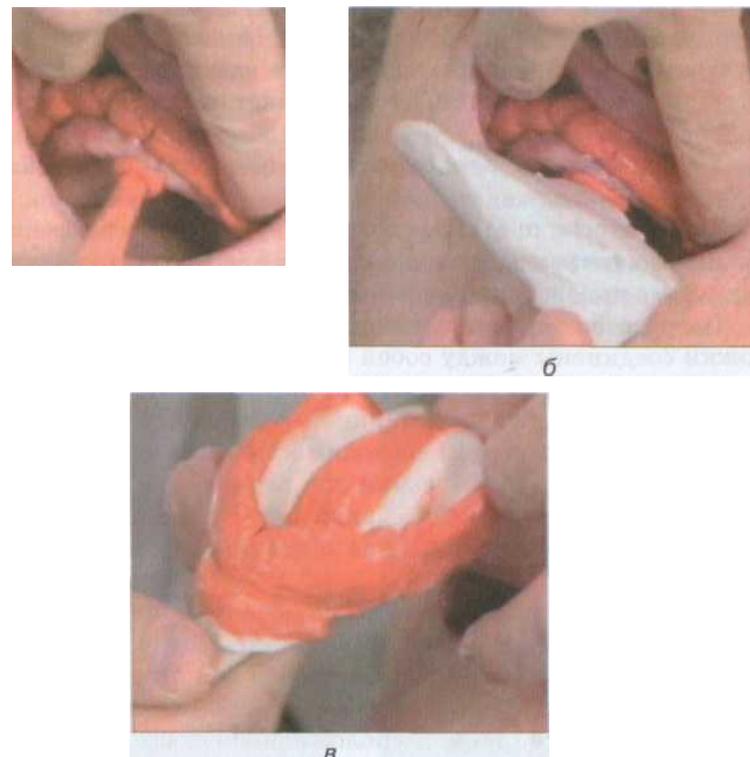


Рис. 4.3. Комбинированное снятие анатомических оттисков:

а — выдавливание из шприца ОТТИСКНОЙ массы; б — выведение оттиска из полости рта; в — модель оттиска

Фирма Cavex предлагает методику комбинированного снятия оттисков. Суть метода заключается в первоначальном использовании гидроколлоидной оттискной массы, находящейся в картриджах по 1,8 мл. Картридж разогревают в аппарате до 60° — масса приобретает пластичное состояние. После разогрева его вставляют в шприц с канюлей и поршнем, фиксируют. Из шприца массу выдавливают непосредственно в полость рта пациента по границам будущего протеза — по переходной складке в области щек, уздечек, губ, языка и нёбного шва (рис. 4.3, а). Сразу после этого вводят оттискную ложку с совместимым альгинатным материалом (Cavex). Структуризация массы происходит в течение 3 минут. Выводят оттиск по обычной методике (рис. 4.3, б).

К получению модели следует приступать немедленно, т. е. не позже чем через 10 минут после снятия оттиска, так как масса на воздухе быстро сокращается в объеме. Модель отделяют от оттиска через 30–40 минут после полного затвердевания гипса (рис. 4.3, в). Оттиск легко отделяется, что позволяет отлить до 3 точных моделей.

2. Одномоментное снятие оттисков с обеих челюстей ложкой типа «SR-Ivofray».

Фирма Ivoclar предлагает современную технологию взаимозаменяемых ложек разных размеров: две для верхней и три для нижней челюсти, с помощью которых получают анатомические оттиски.

Посредством специальных направляющих верхняя и нижняя ложки соединены между собой в единый блок, что обеспечивает перемещение ложек только в сагиттальном направлении. Универсальную ложку для верхней и нижней челюстей проверяют в полости рта больного и при необходимости индивидуализируют. Соединенные между собой ложки для верхней и нижней челюстей вводят боковым вращающим движением в полость рта и накладывают на нижнюю челюсть, после чего больной медленно закрывает рот.

Для регистрации высоты нижнего отдела лица отмечают точки на носу и на подбородке. Расстояние между ними измеряют циркулем или специальной измерительной линейкой. Во время получения оттиска этот размер является ориентиром получения пространственного взаиморасположения челюстей. Перед получением оттиска больному необходимо дать следующие наставления: язык укладывается в пространство между ложками, а не под ложку; производятся глотательные движения; дышать необходимо через нос; ложки следует прижимать губами, а не челюстью.

Для получения оттисков используются альгинатные материалы густой консистенции, такие как SR-Альгикап или SR-ДуральгНН/SR-Дупальфлекс, поставляемые фирмой Ivoclar в капсулах. Сначала капсула раздавливается с помощью сжимателя, а затем ее укрепляют в специальном вибраторе и в течение 30 секунд встряхивают, после чего капсулу помещают в специальный шприц. Весь материал выдавливают сначала на нижнюю ложку, а затем — на верхнюю.

После наложения альгинатного оттискного материала (отдельно в нижнюю и верхнюю ложки) обе ложки последовательно вводят и накладывают на верхнюю и нижнюю челюсти. При этом альгинатная масса верхней и нижней оттискных ложек смыкается (соединяется). Свободной рукой врач поднимает верхнюю губу, и больной медленно закрывает рот. Ложки передвигаются (перемещаются) при замыкающих движениях по направлению наименьшего сопротивления и фиксируются в таком положении альгинатным конгломератом.

Когда альгинатная масса выходит за пределы переходной складки, верхняя губа отпускается. Губы больного должны соприкасаться, больной при этом дышит носом и производит глотательные движения.

Во время получения оттиска по отмеченным точкам проверяется межальвеолярная высота, которую можно корректировать только в том случае, когда она превышает измеренное расстояние

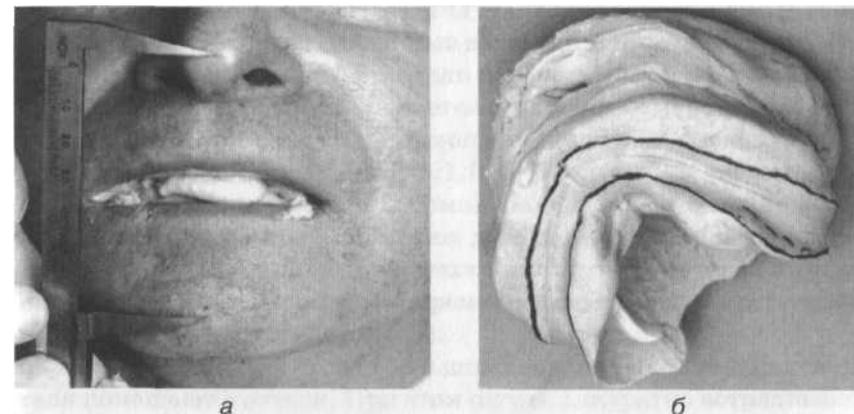


Рис. 4.4. Одномоментное снятие оттисков с обеих челюстей:

а — контроль высоты нижнего отдела лица; б — модель оттиска

(рис. 4.4, а). Образовавшийся единый блок верхней и нижней оттисковых ложек с оттискным материалом выводят из полости рта (рис. 4.4, б).

После снятия и дезинфекции анатомический оттиск отправляется в лабораторию, где с помощью него отливается рабочая модель, на которой изготавливается индивидуальная ложка.



Получение гипсовых моделей беззубых челюстей. Методы изготовления индивидуальных ложек

5.1. ПОЛУЧЕНИЕ И РАЗМЕТКА ГИПСОВЫХ МОДЕЛЕЙ БЕЗЗУБЫХ ЧЕЛЮСТЕЙ

Почти все клинические этапы протезирования начинаются с получения анатомического оттиска. Только после снятия анатомического оттиска и последующей его дезинфекции в зуботехнической лаборатории приступают к изготовлению рабочих гипсовых моделей. Для их получения используют различные виды синтетического или природного гипса. По своей химической структуре гипсы сходны, но при работе (отверждении) они проявляют большие различия, связанные со степенью расширения при затвердевании. В настоящее время почти во всех случаях зуботехнического производства применяют определенные виды синтетического гипса.

При получении рабочей модели необходимо соблюдать некоторые правила. Порошок засыпается в заранее отмеренный объем воды в резиновой колбе для замешивания гипса. Соотношение по массе гипс/вода составляет 1,8:1,5:1. Иногда гипс насыпают до полного насыщения водой. С помощью шпателя в течение 20 секунд его активно перемешивают до однородной консистенции. Затем для улучшения физико-механических показателей и удаления пузырьков воздуха смесь перемешивают в вакуумной установке в течение 1 минуты (рис. 5.1).

Приготовленный гипс небольшими порциями с помощью шпателя помещают в оттиск. При этом оттиск аккуратно встряхивают, но лучшие результаты дает использование вибростолика. Это повышает текучесть гипса и уменьшает вероятность образования воздушных пор. Однако следует помнить, что избыточно длительная



Рис. 5.1. Вакуумный смеситель гипса производства фирмы «Импульс»

и сильная вибрация ведет к ускорению реакции кристаллизации гипса по всему объему, что в будущем приведет к повышенной хрупкости модели. Оттиск заполняют гипсом с перекрытием его краев, для чего последовательно наслаивают гипс шпателем на неподвижно установленную оттискную ложку.

Для получения моделей верхней и нижней челюстей желательно использовать резиновые цокольные формы (рис. 5.2). Их применение способствует получению ровного основания моделей, облегчающего их пространственную ориентацию, и создает эстетически законченный вид. Отделяют оттискную ложку и обрабатывают модели только после окончательного отверждения гипса.

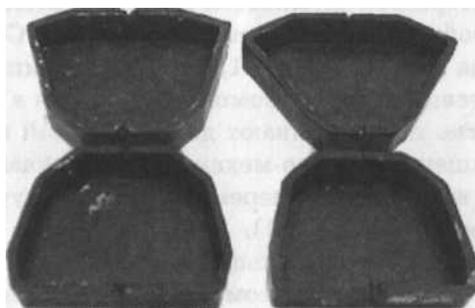


Рис. 5.2. Эластичные формы для получения цоколей гипсовых моделей

Рабочая модель для изготовления индивидуальной ложки не требует такого высокого качества поверхности, как рабочая модель, на которой будет полимеризоваться пластмасса для базисов протезов или изготавливаться ложка-базис. Поэтому в первом случае для получения рабочей модели подойдет медицинский гипс марки Г-6, Г-7, а в случае необходимости высококачественной передачи рельефа слизистой оболочки необходимо использовать супергипс или гипс марки не ниже Г-7 с латексной добавкой ПМС-20 РК.

Для изготовления рабочих моделей из модифицированного гипса рекомендуется добавлять в медицинский гипс 20%-й раствор водной эмульсии ПМС-20 РК. Для оптимального соотношения водной эмульсии и гипса необходимо соблюдать пропорции: 60 мл водной эмульсии на **100 г** гипса. Во избежание образования микропузырьков время перемешивания гипсовой массы не должно превышать 1-1,5 минуты. Время окончательного схватывания модифицированной гипсовой массы 15 минут. Изготовление индивидуальных ложек и ложек-базисов по моделям из модифицированного гипса и без применения изоляционного лака позволяет улучшить передачу микрорельефа слизистой оболочки протезного ложа.

Успех протезирования пациентов с полным отсутствием зубов во многом зависит от того, насколько тщательно и квалифицированно выполнена разметка моделей челюстей. В практике врача встречается большое многообразие форм и размеров беззубых челюстей, и все их особенности должны учитываться при планировании съемных протезов. Бытует мнение, что заниматься разметкой модели должен зубной техник, а дело врача — снять оттиски с челюстей. Это в корне неверно, ведь зубной техник не может «пропальпировать» модель и определить податливость и подвижность слизистой оболочки и тканей, окружающих протезное ложе.

Прежде чем взять в руки маркер для расчерчивания модели, нужно оценить качество отлитой рабочей модели. Необходимо проверить, не повреждены ли модели, особенно в области переходной складки, четко ли отображен макро- и микрорельеф протезного ложа. Если при отливке моделей не использовались цокольные формы, то основание моделей обрезают на гипсорезном станке, не доходя 2-3 мм до наружного края **нейтральной зоны** (рис. 5.3).

Общеизвестно, что полноценная фиксация и стабилизация съемного протеза могут быть достигнуты при условии оптимального соответствия границ базиса с нейтральной зоной, а также



Рис. 5.3. Формирование цоколя модели челюсти на гипсрезном станке

конгруэнтности рельефа протезного ложа и внутренней поверхности базиса. Поэтому ограничиваться получением анатомического оттиска не следует. Только при снятии функционального оттиска можно получить четкое отображение макро- и микрорельефа слизистой оболочки и, что не менее важно, точные границы нейтральной зоны. Для этого необходимо изготовить индивидуальную оттистную ложку или ложки-базисы с прикусными валиками.

При разметке модели, полученной по анатомическому оттиску, маркером очерчивается граница будущей индивидуальной ложки или ложки-базиса. На модели верхней челюсти с вестибулярной поверхности проводится линия по переходной складке. При этом линия обходит уздечку верхней губы и щечные тяжи. В дистальном отделе очерчивают верхнечелюстные бугры до крыловидно-челюстных складок. Линию между двумя верхнечелюстными буграми соединяют по границе твердого и мягкого нёба, заходя за линию «А» на 1,5-3 мм (рис. 5.4).

На модели нижней челюсти границы ложки или ложки-базиса очерчивают с вестибулярной стороны также по переходной складке, доходя до активно-подвижной зоны слизистой оболочки, не перекрывая уздечку нижней губы и боковые тяжи. Затем линию продолжают вокруг нижнечелюстных бугров и ведут на язычную поверхность. С этой стороны обязательно перекрывают челюстно-подъязычные линии слева и справа. В переднем отделе нижней челюсти эти линии соединяются, обходя уздечку языка (рис. 5.5).



Рис. 5.4. Разметка модели верхней челюсти, полученной по анатомическому оттиску

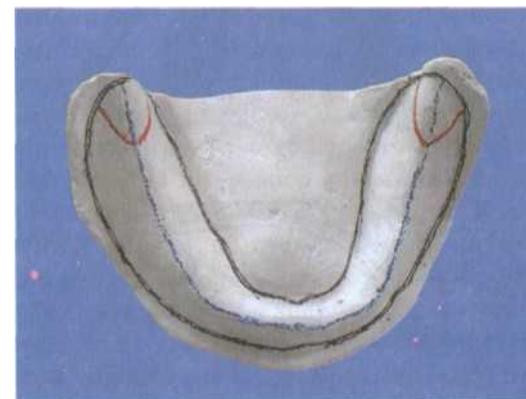


Рис. 5.5. Разметка модели нижней челюсти, полученной по анатомическому оттиску

Модель, полученная по функциональному оттиску, подвергается тщательному анализу, от результатов которого зависят особенности планируемого съемного протеза.

Не нужно удалять полученные на оттиске тяжи и костные выступы. Тяжи не перекрываются базисом протеза, а **экзостозы** и **нёбный торус** в случае необходимости можно изолировать.

Экзостозы — костные выступы на альвеолярных поверхностях челюстных костей.

Нёбный торус — костное возвышение в области срединного нёбного шва, покрытое малоподатливой слизистой оболочкой.

Для улучшения фиксации и стабилизации протеза существует методика гравирования линии «А». На модели выполняют бороздку глубиной 1,5 мм, шириной 1,5-3 мм, точно соответствующую форме дистального костного края. Гравирование должно охватывать нижнюю носовую ость и проходить от одного верхнечелюстного бугра к другому через нёбные ямки (рис. 5.6).

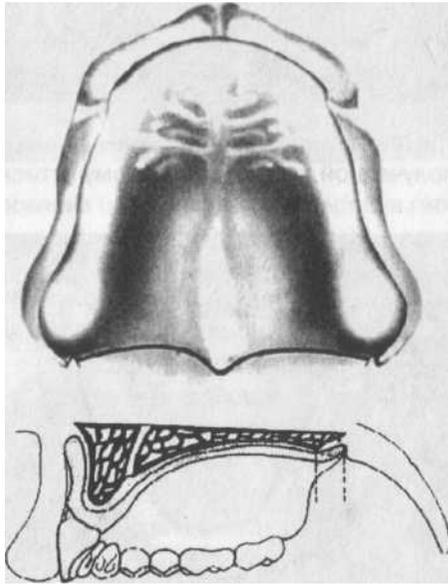


Рис. 5.6. Схема гравирования линии «А»

После этого приступают непосредственно к разметке рабочей модели. На моделях верхней и нижней челюстей наносят следующие линии: нейтральную, альвеолярную, срединную. Очерчивают также бугры верхней челюсти и позадиомолярные бугры нижней челюсти.

Костные выступы, болезненный при пальпации резцовый сосочек, выраженный торус не следует оставлять без внимания. При таких условиях протезного ложа можно выбрать несколько методик лечения. Например, использовать мягкую базисную пластмассу или изолировать перечисленные выше области на модели с

помощью фольги толщиной 0,3 мм, вырезанной по отмеченным врачом границам. Фольгу укрепляют на модели универсальным клеем. После полимеризации базисной пластмассы на этом месте остается углубление, позволяющее снизить жевательную нагрузку в этой области.

На моделях, полученных по функциональным оттискам, ориентиры для очерчивания границ базиса отображаются более четко.

5.2. МЕТОДЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ЛОЖЕК

Одним из главных составляющих условий, определяющих успешное изготовление съёмных протезов при полном отсутствии зубов, является получение высококачественного функционального оттиска. От этого зависят основные свойства протезов, а именно их способность к равномерному распределению жевательной нагрузки на подлежащие ткани с сохранением полноценного замыкающего клапана. Качественно изготовленная и припасованная индивидуальная ложка существенно облегчает данную задачу.

Впервые использование индивидуальной ложки при съёмном протезировании было предложено Шроттом в 1864 г. Данные ложки изготавливались из листового алюминия на анатомических моделях. Впоследствии индивидуальные ложки изготавливались из меди, латуни, шеллака, оргстекла, стенса, каучука, легкоплавкого металла и других материалов, но для их производства требовались определенные условия и значительные временные затраты. Известна методика получения восковых индивидуальных ложек, формируемых в полости рта (Г. Б. Брахман, ЦИТО). Данная методика позволяет снять функциональный оттиск в одно посещение. Однако этот способ предполагает использование жидкого гипса в качестве слепочного материала, да и получить качественный функциональный оттиск по данной методике в большинстве случаев трудно из-за необратимой деформации восковой ложки при выведении оттиска из полости рта.

С появлением акриловых базисных материалов индивидуальные ложки изготавливают методом гипсования восковой репродукции индивидуальных ложек с последующей их заменой на пластмассу и полимеризацией на водяной бане. С развитием зуботехнического производства появились модификации данного метода, заключающиеся в способах нагнетания пластмассы в гипсовую

форму, использования различных видов зуботехнических кювет и методик полимеризации.

По способу формования пластмассы это может быть стандартный метод компрессионного прессования, который предполагает использование разъемных гипсовых пресс-форм с применением стандартных металлических кювет.

Метод литьевого прессования предполагает использование шприц-пресса и специальной кюветы. Пластмассовое тесто заполняет гипсовую форму через литниковые каналы. Преимущество метода заключается в том, что в процессе полимеризации в заполняемую форму может дополнительно поступать определенное количество пластмассы при относительно постоянном давлении. Это способствует компенсации усадки материала, соблюдению точных объемных характеристик изделия, уменьшению количества остаточного мономера. При вышеуказанных способах формования полимеризация осуществляется различными методами: на водяной бане, направленная, сухожаровая, микроволновая и т. д. С их применением удается получить индивидуальные ложки высокого качества с хорошим отображением микро- и макрорельефа тканей протезного ложа. Однако им присущи трудоемкость, длительное время изготовления, большое количество расходных материалов и необходимость использования дополнительного оборудования.

С появлением самотвердеющих пластмасс широкое распространение получил метод изготовления индивидуальных ложек на гипсовых моделях челюстей путем пальпаторного обжатия теста самотвердеющей пластмассы. Данный способ, несмотря на свою доступность, обладает рядом серьезных недостатков. Края ложек при изготовлении данным способом очень часто отходят от границ в области переходной складки. Это происходит вследствие линейной усадки материала в процессе **экзотермической реакции полимеризации** (химическая реакция, сопровождающаяся значительным выделением тепла), страдает также и передача микрорельефа тканей протезного ложа. Прямой контакт кожи рук зубного техника с пластмассовым тестом, испарение мономера и его действие на дыхательные пути и весь организм в целом — это проблема сохранения здоровья работающих и окружающих их людей.

Перечисленные выше недостатки могут быть устранены, если использовать методы компрессионного или литьевого прессования самотвердеющих пластмасс в производстве индивидуальных ложек. При применении литьевого прессования с использованием

шприц-кювет возможно одномоментное изготовление нескольких индивидуальных ложек.

5.3. ЛАБОРАТОРНЫЕ ЭТАПЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ЛОЖЕК

Существует множество методик изготовления индивидуальных ложек, но необходимо констатировать, что большинство из них в практическом здравоохранении не используются. Одни требуют больших временных затрат, другие — значительного количества расходных материалов, третьи требуют и первого, и второго. Выбор методики изготовления индивидуальных ложек зависит в основном от желания зубного техника сократить время на процессе изготовления, а также некоторого количества расходных материалов, таких как гипс и воск. Однако важно уяснить, что выбор всех методик на этапах изготовления протезов — это привилегия врача стоматолога-ортопеда. Привилегия, равно как и ответственность за качество изготовления протезов, являются неотъемлемой частью работы врача-ортопеда. С целью контроля качества изготовления протезов разработаны требования, касающиеся клинических и технологических этапов протезирования. Такого рода требования разработаны и для индивидуальных ложек: 1) это повторение макро- и микрорельефа слизистой оболочки протезного ложа (ложка-базис), 2) границы ложки-базиса должны соответствовать топографии нейтральной зоны переходной складки слизистой оболочки.

К ложке-базису предъявляются и физико-механические требования, а именно жесткость всей конструкции, обеспечивающая стабильные геометрические размеры. К биологическим и гигиеническим требованиям можно отнести безвредность, отсутствие запаха и вкуса, незначительную пористость поверхности, хорошо поддающейся антисептической обработке.

Методы изготовления ложки-базиса до недавнего времени подразделяли на клинические и лабораторные, а лабораторные в свою очередь делили на два метода: открытый — изготовление непосредственно на модели и изготовление с применением пресс-формы.

Рассмотрим клинические методы изготовления индивидуальной ложки. Один из них заключается в изготовлении подобия ложки из размягченной пластинки воска непосредственно во рту пациента. Нет смысла подробно рассматривать весь процесс, так как эта конструкция не отвечает основным требованиям, предъявляемым

к индивидуальным ложкам: повторение макро- и микрорельефа слизистой оболочки и отсутствие необходимой жесткости как во время получения оттиска, так и на последующих этапах получения модели.

Другой метод — изготовление ложки непосредственно из самотвердеющей пластмассы в полости рта. На заре появления самотвердеющих пластмасс, при повальном увлечении ими, наряду с клинической перебазировкой протезов серьезно обсуждалась возможность применения самотвердеющих полимеров с полимеризацией в полости рта. Но эти технологии не соответствуют требованиям биосовместимости, так как в пластичном состоянии акриловые массы высокотоксичные летучие соединения с резким запахом, а в процессе полимеризации они дополнительно выделяют большое количество тепла, значительно выше температуры коагуляции белков, что проявляется в виде ожога слизистой оболочки. Полимеризация в этом случае проходит с образованием газовой пористости, снижающей качество поверхности и саму возможность передачи микрорельефа слизистой оболочки.

В последние годы предпочтение отдается лабораторным методам изготовления, индивидуальных ложек, среди которых бесперспективным является метод непосредственного изготовления индивидуальной ложки из теста акриловой самотвердеющей пластмассы, нанесенной на гипсовую модель челюсти. К недостаткам этого метода следует отнести использование пластмассы, находящейся в стадии тянущихся нитей, когда наблюдаются значительные деформации, искажающие макрорельеф поверхности ложки, и нанесение ее непосредственно голыми руками зубного техника. Испарение мономера и длительный контакт кожи рук зубного техника с метилметакрилатом, являющимся основным компонентом пластмассы и обладающим высоким токсико-аллергическим воздействием, не способствуют сохранению здоровья человека. Большим недостатком процесса полимеризации является значительная деформация поверхности ложки и образование газовой пористости.

Необходимо отметить, что наряду с отрицательными качествами у этого метода есть и положительные. Так, при необходимости использования менее текучих оттискных материалов, не позволяющих получить тончайшие слои оттискного материала в пространстве между ложкой и слизистой оболочкой, использование этого метода вполне оправданно. В этом случае оттискными массами относительно эффективно компенсируются неточности и незначительные деформации поверхности ложки (рис. 5.7).

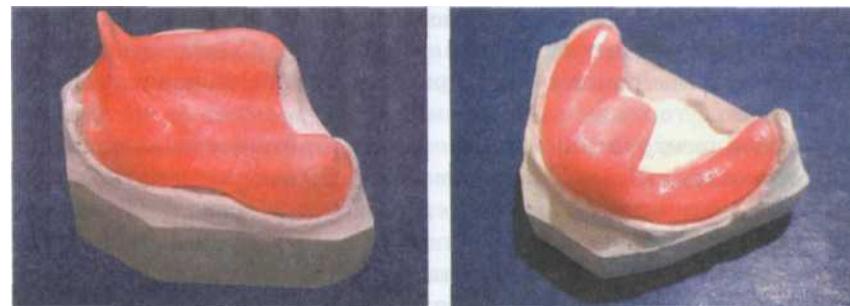


Рис. 5.7. Внешний вид индивидуальной ложки для верхней и нижней челюстей

В случаях, когда необходимо получить более качественные базисы в функциональном отношении, используют ложку-базис, изготовленную методом компрессионного прессования. На гипсовой модели беззубой челюсти, полученной по анатомическим оттискам, моделируют восковую заготовку будущей ложки-базиса. Далее модель гипсуют в одну из половин разборной кюветы, которую собирают и заполняют гипсом полностью. После отверждения гипса кювету слегка нагревают до температуры размягчения воска и раскрывают на две половины. В одной из них — модель челюсти, в другой — полость формы после удаления воска. Эту полость заполняют тестом пластмассы, половинки кюветы-соединяют усилием прессы и в собранном виде помещают в полимеризатор. В зависимости от использования пластмассы горячего или холодного отверждения возможно применение как высокотемпературного режима полимеризации, так и низкотемпературного. В результате применения такой технологии получения ложки-базиса обеспечиваются хорошая поверхность, без пор и раковин, запаха мономера, хорошее повторение макро- и микрорельефа слизистой оболочки, хорошие физико-механические и гигиенические показатели.

Сдерживающим фактором развития этой методики является большое расходование паковочного и моделировочного материала, а также значительные временные и энергетические затраты на нагревание массивных кювет, особенно при использовании пластмассы горячего отверждения.

Немного экономичнее получение ложки-базиса методом прессования в кювете, но без этапа моделирования. Необходимое пространство для пластмассы в этом случае получают посредством разобщения половинок кювет с помощью металлических проставок

между ними. Но экономия на воске дает несколько больший расход на пластмассе при заполнении пространства в виде грата, а неизбежное снижение давления прессования увеличивает газовую пористость, в том числе и поверхностную.

Заслуживает внимания возможность применения полимеров, отверждаемых светом. Так, фирмой BISICO предлагается светоотверждаемый полимер в виде пластин для формирования базисной пластинки с последующим изготовлением прикусного валика из обрезков этих пластин. Очень высокая жесткость конструкции позволяет исключить какую-либо деформацию на этапе получения оттиска с любой степенью компрессии. Отверждение готового изделия из BISICO Luxa-Trey производится лампами для светового отверждения композитов. Предлагаемая форма выпуска пластины в виде половины овала. В упаковке 50 пластин белого или розового цвета (рис. 5.8).

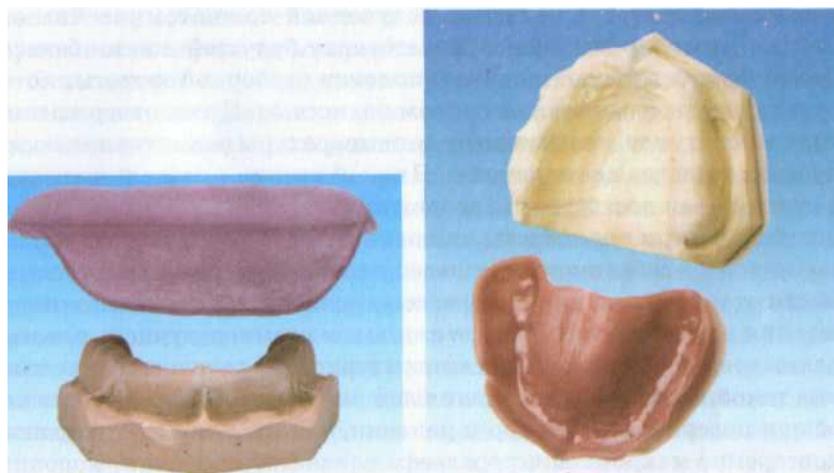


Рис. 5.8. Этапы изготовления индивидуальной ложки

В настоящее время предложен способ производства индивидуальных ложек методом формования термопластических полимеров (полиметилметакрилат, полистирол, капрон, поливинилхлорид, полиэтилен, полипропилен и др.). При этом используются стандартные заготовки термопластического листового материала различной толщины (от 0,6 до 1,2 мм) и пневмоаппараты.

В формовочный цилиндр аппарата устанавливают гипсовую модель, а стандартную пластину термопластика закрепляют в зажимных кольцах с резьбовым соединением и разогревают термоэлементом до температуры размягчения. Затем в формовочный цилиндр подается избыточное давление в 0,5-1,5 атм, либо создается вакуум (в зависимости от вида аппарата). Под действием положительного или отрицательного давления пластина плотно обжимает модель. После охлаждения отформованный термопластический материал отделяют от гипсовой модели и обрабатывают по границам. Данный способ позволяет быстро получить относительно качественные индивидуальные ложки при условии высокой жесткости термопластического материала. На рис. 5.9, а представлен вакуумный аппарат отечественного производства для формования кап и индивидуальных ложек из термопластов фирмы «Призма» (Воронеж). Возможности аппарата позволяют формовать термопласты толщиной до 5 мм (рис. 5.9, б).



Рис. 5.9. Арко-пресс «АПИК-1» (а) и сформованный с его помощью термопласт (б)

Свободным от многих недостатков является метод изготовления ложек-базисов с использованием насыпной технологии моделирования. Аналогичная техника нанесения самотвердеющих пластмасс используется для изготовления съемных ортодонтических

аппаратов. Данный способ позволяет получить высокоточные акриловые индивидуальные ложки. В их производстве используются акриловые пластмассы типа Premacryl plus фирмы Spofa-Dental, Dentaplast kfo фирмы Bredent.

Для изготовления индивидуальной ложки-базиса на гипсовую модель беззубой челюсти, полученной по анатомическому оттиску, наносят границы будущей индивидуальной ложки. Границы проходят по нейтральной зоне в области переходной складки слизистой оболочки губ и щек. Дистальный край ложки-базиса должен соответствовать топографии перехода подвижной слизистой оболочки мягкого нёба в неподвижную слизистую оболочку твердого нёба. Возможные варианты **линии «А»** представлены на рис. 5.10.

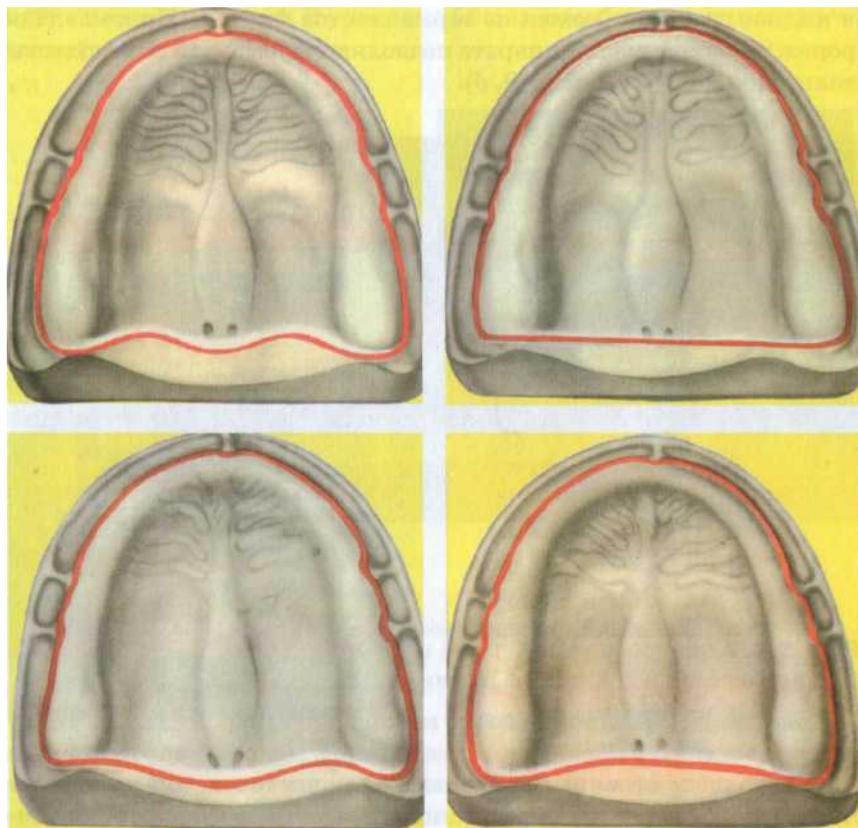


Рис. 5.10. Топография вариантов линии «А»

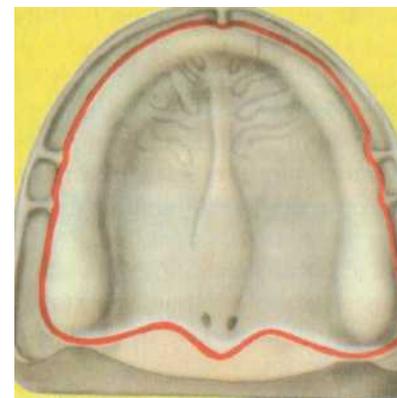


Рис. 5.10. Окончание

Линия «А» — область перехода мягкого нёба в твердое. Названа так согласно звуку «а», при произношении которого происходит смещение мягкого нёба кверху. В зону протезного ложа входят и слепые отверстия, которые подлежат перекрытию базисом съемного протеза и, следовательно, ложкой-базисом. Особое внимание необходимо уделить небольшой области перехода линии «А» в дистальную границу верхнечелюстных бугров, где границы должны максимально точно соответствовать нейтральной зоне.

Гипсовую модель расчерчивают маркером, оставляющим отпечаток границы на поверхности ложки-базиса после полимеризации пластмассы. Размеченная модель представлена на рис. 5.11.



Рис. 5.11. Модель из гипса с нанесенными ориентирами

Далее на гипсовую модель, согласно размеченной **средней линии**, соответствующей срединному нёбному шву, наносят полоску круглого сечения диаметром 2-3 мм из самотвердеющей пластмассы красного цвета. Необходимость нанесения этого ориентира обусловлена важностью правильной центровки ложки-базиса в полости рта во время получения функционального оттиска.

Не надо путать с ориентиром (**средняя линия** лица) при планировании постановки центральных резцов.

Минимальное смещение ложки-базиса по отношению к рельефу протезного ложа приводит к перегрузке одних участков протезного ложа и разгрузке других. В результате готовый базис протеза может иметь непредсказуемые характеристики и, как следствие, плохую фиксацию и стабилизацию протезов.

На следующем этапе наносят порошок полимера непосредственно на поверхность гипсовой модели, покрытой изоляционным лаком (рис. 5.12), с последующей пропиткой мономером-жидкостью до насыщения (рис. 5.13). И так далее, до формирования всей поверхности.



Рис. 5.12. Нанесение порошка полимера на поверхность гипсовой модели

Следует помнить о времени пластичного состояния самотвердеющей пластмассы, хотя в такого рода композициях для насыпной технологии формования используются специально пролонгированные режимы. В отличие от обычных самотвердеющих полимеров для починки протезов и изготовления индивидуальных ложек, пластмассы для насыпной технологии имеют небольшой коэффициент



Рис. 5.13. Пропитывание порошка полимера мономером

текучести, что значительно облегчает формование поверхности. Результатом окончательного моделирования должен быть равномерно нанесенный слой пластмассы матового вида, толщиной около 3 мм (рис. 5.14).



Рис. 5.14. Внешний вид полимер-мономерной смеси перед полимеризацией

Процесс полимеризации максимально приближен к режиму полимеризации самотвердеющих пластмасс под избыточным давлением в 2,3-3,0 атм в течение 20 минут. Начальная температура полимеризации 45 °С. Полимеризатор, соответствующий этим требованиям, показан на рис. 5.15.



Рис. 5.15. Полимеризатор в сборе

Процесс полимеризации должен проходить в режиме постоянного давления, без перепадов и в достаточно стабильном температурном режиме. Это предотвратит образование газовой пористости и позволит в процессе обработки получить хорошо отполированную поверхность (рис. 5.16).



Рис. 5.16. Индивидуальная ложка-базис после полирования

На рис. 5.16 слева — отполированная поверхность ложки-базиса, полимеризация которой прошла с соблюдением технологии, а справа произошло образование газовой пористости при значительном перепаде давления в полимеризаторе.

На этом процесс изготовления ложки-базиса заканчивается, но в таком виде получение функционального оттиска проблематично. Наиболее эффективна методика получения функционального оттиска при использовании пластмассовой ложки-базиса с прикусными валиками из воска. Эта конструкция, иными словами прикусные валики на жестком базисе, позволяет получить оттиск под контролем жевательного давления и добиться максимально приближенной картины нагружения и сжатия слизистой оболочки базисом протеза.

5.3. ПРИНЦИПЫ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПРИКУСНЫХ ВАЛИКОВ НА ЖЕСТКОМ БАЗИСЕ

Основываясь на усредненных антропометрических пропорциях в переднем отделе зубного ряда, было установлено, что величина от основания уздечки верхней губы до режущего края первого резца равна 20 мм, а расстояние от основания уздечки нижней губы до режущего края нижних резцов — 17,5 мм. Величина перекрытия нижних зубов верхними равна 3,5 мм. Общая величина расстояния между основанием уздечек равна $20 \text{ мм} + 17,5 \text{ мм} - 3,5 \text{ мм} = 34 \text{ мм}$ (рис. 5.17, а).

При формировании прикусных валиков необходимо исходить из тех же величин расстояния между уздечками на моделях беззубых челюстей (34 мм), но протетическую плоскость формируют из расчета 16 мм для нижней челюсти и 18 мм для верхней (рис. 5.17, б и рис. 5.18, а, б).

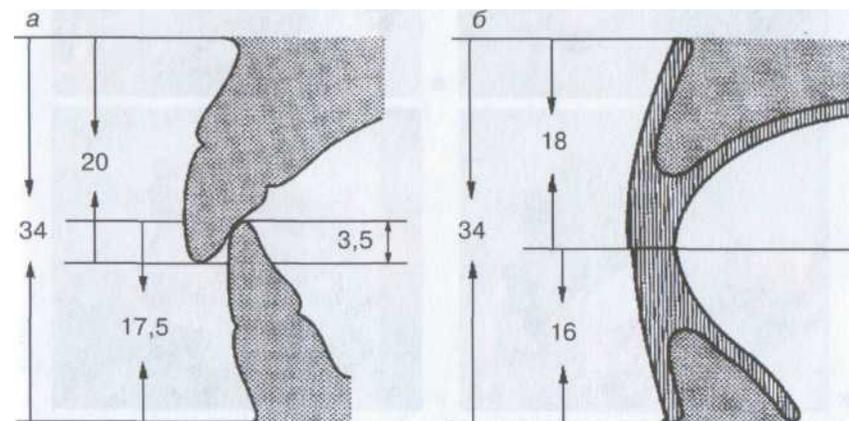


Рис. 5.17. Схема определения высоты нижнего отдела лица

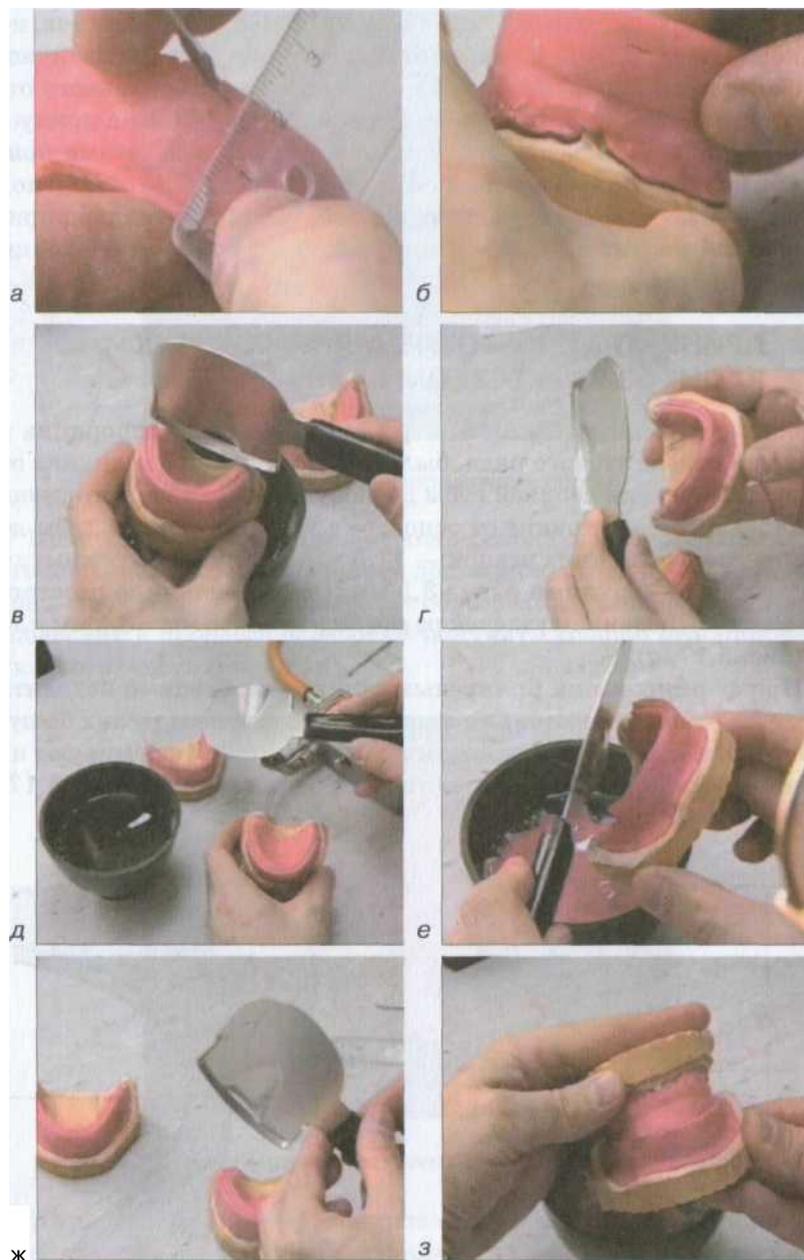


Рис. 5.18. Этапы изготовления прикусных валиков

Формирование поверхности прикусных валиков в боковых отделах зубного ряда проводится с помощью специального приспособления — металлической плоскости (рис. 5.18, в, г), нагретой над пламенем до температуры плавления воска. Эти операции желательно проводить над поверхностью воды, налитой в резиновую колбу (рис. 5.18, д, е).

Необходимо обратить внимание на изгиб дистального края приспособления для формирования протетической плоскости (рис. 5.18, ж).

При работе с верхним прикусным валиком край приспособления опирается на середину бугров верхней челюсти, а при работе с нижней челюстью угол изгиба обращен к верхней трети слизистых бугорков нижней челюсти (см. рис. 5.18, в, г). Окончательно плоскости прикусных валиков и сами валики должны выглядеть, как показано на рис. 5.18, з. При соблюдении вышеописанных лабораторных этапов формирования прикусных валиков значительно облегчается работа врача, почти полностью отсутствуют не очень эстетичные манипуляции со срезанием лишнего слоя воска и коррекцией прикусных валиков, сокращается время приема пациента, а следовательно, повышается эффективность клинического приема.

6

Методы припасовки ложек-базисов. Виды функциональных оттисков и методы их получения

6.1. ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ ОТТИСКИ ПРИ ЛЕЧЕНИИ БОЛЬНЫХ С ПОЛНЫМ ОТСУТСТВИЕМ ЗУБОВ

Одним из основных клинических этапов, определяющих успех протезирования пациентов с полным отсутствием зубов, является получение функциональных оттисков.

Фиксация протеза на беззубых челюстях обеспечивается анатомической ретенцией, проявлением физических законов (адгезия) и функциональной присасываемостью в связи с образованием клапанной зоны. Последнее является ведущим фактором в решении проблемы фиксации протезов.

Создание клапанной зоны возможно, во-первых, в том случае, если край протеза не будет оттеснять активно-подвижные ткани, т. е. будет ограничен по высоте, чтобы в момент своего сокращения мускулатура не сбрасывала протез с челюсти. Во вторых, край протеза должен точно соответствовать ширине переходной складки, т. е. иметь определенный объем. Тогда прилегающие к вестибулярной поверхности активно-подвижные ткани щек и губ — надежно замкнутый клапан.

Анатомические оттиски, растягивающие мягкие ткани, не отражают их функционального состояния и непригодны для изготовления протезов полного зубного ряда.

Необходимость соблюдения этих условий понимали врачи еще в прошлом веке. Так, в 1864 г. Шротт предложил следующий метод: по снятым анатомическим слепкам отливали анатомические модели, на которых штамповали ложки из листового алюминия. Для удержания ложек на челюстях их соединяли пружинами Фохара, выстилали с внутренней стороны гуттаперчей и вводили в

рот. В течение 30-40 минут больному предлагали говорить, глотать, петь и т. п. При этом под действием мускулатуры формировались высота и объемность края слепка. Такие оттиски, учитывающие активные движения мягких тканей полости рта, получили в литературе название *функциональных*.

Несколько лет спустя Момме (1872) предложил на отлитых по анатомическим слепкам моделях изготавливать съемные протезы. Затем он укорачивал их края на 1,5-2 мм и восстанавливал размягченной гуттаперчей, после чего протез вводил в рот больному, который пользовался им в течение 2-3 дней. В процессе функции (речи, приема пищи) мягкая гуттаперча формировала края протеза, после чего ее заменяли базисным материалом.

В настоящее время накоплен богатый опыт по методам снятия функциональных оттисков. В основе их лежат различные способы учета функции мышц, окружающих протезное ложе. Так, Слаком предложен метод снятия оттисков индивидуальными ложками в состоянии полного покоя — метод «misco-seal», который развили в последующем Девен (1974) и Албинсон (1958). Методы Канторовича (1924) и Мартина (1926) не отличались от метода Момме. Вильд (1960) предложил «клапанный оттиск», при котором края ложки формировали гуттаперчей при пассивных и активных движениях. Двигательные тесты при снятии функциональных оттисков применяли Фиш (1937) и Суенсен (1948). Затем появились методы Кемени (1955), W. Me. Cracken (1958), R. Voss (1958), Б. Боянова. Однако выработанные ими двигательные тесты отражали далеко не все функциональные состояния подвижных тканей при разговоре, смехе, глотании. В 1948 г. Девен предложил уточнять границы и сам базис протеза с помощью фонетических проб. При этом методе функциональное формирование границ базиса протеза или ложки достигается за счет моторной речи больного. Среди отечественных авторов фонетические пробы частично использовал Б. Р. Ванштейн (1964) и, особенно широко, К. В. Рутковский (1970).

Наиболее полный комплекс движений и их обоснование были разработаны в 1957 г. австрийским врачом Ф. Гербстом. Протезы, изготовленные по методу Ф. Гербста, имеют расширенные границы и получили название экстензионных. В отличие от ранее изготавливаемых, граница которых проходила по нейтральной зоне, по методу Гербста граница отодвигается несколько дальше.

Нейтральная зона верхней челюсти с вестибулярной стороны проходит по переходной складке, а со стороны нёба располагается

на месте перехода твердого нёба в мягкое. В ортопедической стоматологии этот участок перехода слизистой оболочки твердого нёба в мягкое принято называть зоной «А». Такое название происходит из того, что при произнесении звука «а-а» мягкое нёбо приподнимается и очерчивает свой переход в твердое. Линия «А» хорошо определяется. Если зажать нос и при открытом рте надуть воздух в нос, мягкое нёбо отклоняется вперед, образуя изгиб на месте перехода твердого нёба в мягкое. Нейтральная зона нижней челюсти делится на вестибулярную, позадимолярную, язычную и позадиальвеолярную части. Вестибулярная часть нейтральной зоны совпадает с переходной складкой. Позадимолярная (*regio retromolaris*) расположена за зубами мудрости. Язычная граница проходит по челюстно-подъязычной линии (*linea mylohyoidea*) позадиальвеолярной (*regio retroalveolaris*) области — поверхность внутреннего угла нижней челюсти.

При этом на нижней челюсти базис протеза всегда перекрывает внутренние косые линии, подъязычное пространство в области расположения резцов, клыков и премоляров, а также нижнечелюстные (ретромолярные) бугры. Автоматически решается вопрос о возможности использования в качестве протезного ложа безмышечного ретроальвеолярного пространства. В протезах, изготавливаемых по методу Ф. Гербста, оно, ввиду расширенных границ, включается в комплекс тканей протезного ложа.

6.2. ПРИПАСОВКА ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ЛОЖКИ НА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ НА ОСНОВЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПРОБ

Припасовку начинают с проверки ложки во рту. Если при полуоткрытом рте ложка не остается на месте, нужно укоротить ее по всему вестибулярному краю.

1-я проба — открывание рта. Пациента просят медленно, но широко открыть рот. При этом напрягаются крылочелюстные складки, щечные мышцы, а также мышцы нижней губы. Следовательно, ложка может приподниматься в задних отделах, тогда ее следует укоротить с вестибулярной стороны от середины задней поверхности нижнечелюстного бугорка до второго премоляра. Ложка может приподниматься вверх спереди, и тогда ее укорачивают в участке между клыками.

2-я проба — глотание. При глотании напрягается верхний сжиматель глотки, и если ложка сбрасывается, ее край укорачивают с

язычной стороны от середины заднего края нижнечелюстного бугорка до первого моляра.

3-я проба — облизывание губ. Пациента просят провести языком по красной кайме верхней и нижней губы. При этом напрягается челюстно-подъязычная мышца на стороне, противоположной положению языка. Если ложка поднимается, ее укорачивают с язычной стороны на уровне моляра вдоль подъязычной линии. Не следует укорачивать ложку так, чтобы ее край оказался выше внутренней кривой линии. Это приводит к полному нарушению клапанной зоны. Если ложка укорочена до предельно допустимой границы, но продолжает смещаться, шлифовывание следует прекратить (объяснение в следующей пробе).

4-я проба — упор языка в щеки. Пациента просят дотронуться кончиком языка до щеки при полузакрытом рте. При этом поднимаются мягкие ткани дна полости рта в области премоляров. В случае когда язык расширен и прилежит к середине альвеолярной части, эта и предыдущие пробы не получаются или могут быть проведены только в ограниченных пределах.

5-я проба — вытягивание языка. Пациента просят вытянуть язык по направлению к кончику носа. При этом напрягается уздечка языка. Если ложка смещается, уздечку укорачивают с язычной стороны на протяжении передних зубов.

6-я проба — вытягивание губ. Пациента просят вытянуть губы трубочкой (звук «у»). При этом напрягаются мимические мышцы нижней губы. Если ложка поднимается, то нужно еще раз шлифовать ее вестибулярный край между клыками.

Зоны коррекции индивидуальной ложки для нижней челюсти показаны на рис. 6.1.

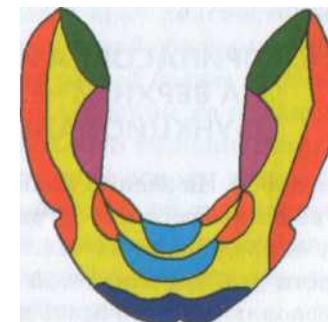


Рис. 6.1. Зоны коррекции индивидуальной ложки для нижней челюсти:

красный — открывание рта; **зеленый** — глотательное движение; **синий** — вытягивание губ; **фиолетовый** — облизывание верхней губы; **оранжевый** — упор языка в щеки; **голубой** — вытягивание языка по направлению к кончику носа

6.3. ТОПОГРАФИЯ МУСКУЛАТУРЫ» ПРИЛЕГАЮЩЕЙ К КРАЮ ПРОТЕЗА ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Количество мышц, их сила, а следовательно, неблагоприятное действие мускулатуры на протез верхней челюсти значительно меньше, чем на протез нижней челюсти. По заднему краю твердого нёба (линия «А») прикрепляются мышцы мягкого нёба, которые при функции могут сбросить протез с челюсти. К задней поверхности верхнечелюстных бугров прикрепляется известный крылочелюстной шов — основа одноименной складки. С вестибулярной стороны на уровне моляров, окружая сзади дистальную поверхность верхнечелюстного бугра, крепится щечная мышца. Она идет вниз и вперед, заканчиваясь в щеке и мышечном узле угла рта. Между мышцей и слизистой оболочкой полости рта слой рыхлой клетчатки полностью отсутствует. Мышца непосредственно прилегает к краю протеза. От особенностей ее топографии зависит, в основном, фиксация протеза на верхней челюсти (А. В. Щербатов, 1969). Область премоляров лишена мышц, но здесь располагаются складки слизистой оболочки. На протяжении 6 передних зубов прикрепляются мимические мышцы верхней губы: круговая, резцовая, носовая, сжимающая нос, депрессор носовой перегородки, а также уздечка верхней губы. Эти мышцы отделены от переходной складки толстым слоем рыхлой соединительной ткани, следовательно, их отрицательное воздействие на край ложки и протез менее значительны. Поэтому образование клапана в переднем участке верхней челюсти достигается при любой степени атрофии. На уровне моляров и альвеолярных бугров переходная складка образует некий объем, который должен быть заполнен краем протеза полностью. В остальных же отделах объемности нет и толщина края базиса протеза не имеет принципиального значения для его фиксации.

6.4. ПРИПАСОВКА ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ЛОЖКИ НА ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ НА ОСНОВЕ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ПРОБ

1-я проба. На задний край сухой индивидуальной ложки, включая и верхнечелюстные бугры, наносят след маркера, после чего ложку накладывают на челюсть, прижимают и тут же выводят из полости рта. На слизистой оболочке нёба остается след от маркера, позволяющий уточнить длину ложку по линии «А».

2-я проба — открывание рта. Пациента просят широко открыть рот. При этом напрягается крылочелюстная складка и щечная мышца. Если ложка сбрасывается, ее укорачивают в области моляра и дистальной поверхности верхнечелюстных бугров.

3-я проба — вытягивание губ. пациента просят вытянуть губу трубочкой (звук «у»). При этом напрягаются мимические мышцы верхней губы. При сбрасывании ложку укорачивают на протяжении между клыками.

4-я проба — втягивание щек. Пациента просят втянуть щеки в полость рта. При этом натягиваются боковые щечные складки в области премоляров. При сбрасывании края ложки шлифовывают в этом участке до устойчивого положения на челюсти. Если для уздечки верхней губы не сделана достаточная вырезка на ложке, то она будет сбрасываться при любой пробе.

Зоны коррекции индивидуальной ложки для верхней челюсти изображены на рис. 6.2.

К выбору метода получения оттиска и вида оттискового материала надо подходить индивидуально на основе комплексного обследования пациента, включающего в себя клиническое обследование и методы функциональной диагностики.

Различают три вида функциональных оттисков — компрессионные, разгружающие и дифференцированные.

Компрессионные оттиски применяют в основном на нижней челюсти, когда врач диагностирует наличие малоподатливой, истонченной слизистой оболочки. Компрессионные оттиски позволяют получить рельеф базиса протеза, способствующий передаче жевательного давления на большую площадь костной основы протезного ложа. Это положительный фактор, способствующий сохранению костной основы и препятствующий повышенной атрофии костной ткани от чрезмерного жевательного давления. Но при наличии участка с податливой слизистой оболочкой она играет роль сжатой пружины, сбрасывающей протез при разговоре и открывании рта.

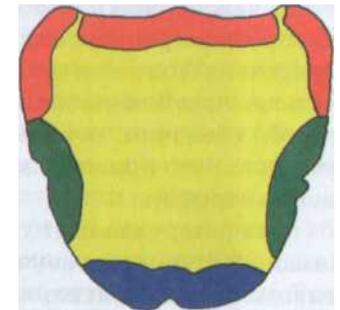


Рис. 6.2. Зоны коррекции индивидуальной ложки для верхней челюсти:

красный — широкое открывание рта; зеленый — втягивание щек; синий — вытягивание губ; оранжевый — глотательное движение

Для компрессионного оттиска хорошо подходят малотекучие, с относительно высокой степенью вязкости и пластичности оттисковые материалы. Так, из группы термопластических материалов очень хорошие результаты дает Дентафоль и подобные ему материалы на основе канифоли. Можно также использовать силиконовые массы с низкой степенью текучести.

Разгружающие оттиски показаны при податливой, рыхлой и подвижной слизистой оболочке. При этом базис протеза имеет рельеф несжатой слизистой оболочки, что положительно сказывается на фиксации протеза во время функции речи и покоя. Поэтому такого рода базисы пластиночных протезов показаны лицам, чья работа тесно связана с речевой деятельностью. В этих обстоятельствах важно учесть, что жевательное давление будет распределяться неравномерно, так как макрорельеф слизистой оболочки и базиса протеза не будет соответствовать рельефу костной основы. Следовательно, жевательное давление, сжав менее податливые участки слизистой оболочки, передастся на альвеолярную кость в отдельных участках, что приведет к перегрузке и, как следствие, к повышенной ее атрофии.

Для разгружающего оттиска используются оттисковые массы с высокой степенью текучести. Наиболее приемлемые — это аддитивные поливинилсилоксановые и конденсационные силиконовые и ограниченно цинк-эвгеноловые и тиаколовые массы.

Дифференцированные, или комбинированные, оттиски способны сжимать податливые и не перегружать малоподатливые участки слизистой оболочки протезного ложа. При таких условиях получения оттиска базис протеза, и следовательно весь протез в целом, не сбрасывается во время функции речи и хорошо взаимодействует с твердыми тканями протезного ложа, обеспечивая равномерное распределение жевательного давления. Иными словами, при получении функционального оттиска с беззубой верхней челюсти участки слизистой оболочки с хорошо выраженной вертикальной податливостью рекомендуется нагружать, а участки с истонченной, атрофированной слизистой оболочкой разгружать минимальным давлением оттискового материала, т. е. получать дифференцированный оттиск. Следовательно, оттиск надо получать с помощью двух материалов, обладающих различной степенью текучести. Техника получения дифференцированных оттисков достаточно разнообразна, но основой получения необходимой формы базиса протеза должен быть оттиск, полученный с помощью силиконовой или двухслойной альгинатной массы. Принцип

получения оттиска заключается в нагружении слизистой оболочки первым малотекучим слоем оттискового материала, далее производят механическое удаление оттисковой массы с поверхности индивидуальной ложки в областях, соответствующих зонам податливой слизистой оболочки, и значительно более текучей массой получают второй слой.

Существует несколько способов получения функциональных оттисков, но наиболее эффективными и общепризнанными в настоящее время являются способ с использованием индивидуальной ложки в чистом виде и применение ложек-базисов с прикусными валиками. В первом случае давление на оттисковую массу и индивидуальную ложку передается непосредственно пальцами рук врача, во втором — усилием жевательных мышц.

Внесение оттисковой массы начинают с периферических областей индивидуальной ложки, т. е. с края, который контактирует с областью перехода активно-подвижной слизистой оболочки в пассивно-подвижную. Эта область чрезвычайно важна в плане обеспечения кругового замыкающего клапана и, как следствие, степени удержания протеза на челюсти. При проведении коррекции края индивидуальной ложки фрезой для пластмассы невозможно в абсолютной точности повторить топографию границ нейтральной зоны — решение этой задачи возложено на оттисковую массу. Располагаясь в этой области в избыточном количестве, посредством функциональных движений масса компенсирует неточности границ индивидуальной ложки. Излишки массы вытесняются подвижными тканями полости рта. Следует уяснить необходимость некоторого предварительного укорочения границ индивидуальной ложки в связи с возможностью компенсации этого укорочения оттисковой массой. Удлиненные границы ложки оттисковой массой не компенсируются и следовательно не соответствуют оптимальным границам будущего базиса протеза. Работая с оттисковыми массами, врачу необходимо знать их возможности компенсации укорочения границ ложки. Так, фирмой **BISICO** выпущен специально разработанный для уточнения границ силиконовый материал **BISICO Function**. Этим материалом можно компенсировать максимально **1,5-2,0** мм укорочения границ индивидуальной ложки. Далее необходимо нанести на всю поверхность ложки равномерным слоем более текучий силиконовый оттисковой материал **BISICO S4**. Высокая текучесть материала позволяет получать оттиски с верхней челюсти. Для нижней челюсти эффективен **BISICO Mandisil** с более вязкой консистенцией. Очень хорошие результаты формирования границ

и поверхности индивидуальной ложки нижней челюсти дают термопластические материалы на основе канифоли. Эти материалы имеют две степени эластичности: для границ индивидуальных ложек используют менее пластичный материал, для всей поверхности — более пластичный и текучий.

6.5. ТРЕБОВАНИЯ К ФУНКЦИОНАЛЬНЫМ ОТТИСКАМ

Функциональный оттиск подлежит обязательной оценке его качества. На поверхности оттиска не должно быть следов от воздушных пузырьков, складок оттискного материала, рельефа поверхности, не свойственного рельефу поверхности слизистой оболочки протезного ложа.



Рис. 6.3. Некачественный функциональный оттиск

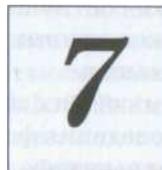
При наличии участков повышенного сдавления слизистой оболочки, проявляющегося частичным или полным отсутствием оттискного материала на поверхности ложки, оттиск подлежит переделке (рис. 6.3).

Отсутствие оттискного материала на поверхности ложки с одной стороны и увеличение материала с другой свидетельствует об отсутствии центрирования ложки и ее смещении. В таком случае оттиск также подлежит переснятию (см. рис. 6.4, а).

Определяющим показателем качества оттиска является равномерная толщина оттискного материала на поверхности ложки (рис. 6.4, б).



Рис. 6.4. Функциональные оттиски верхней (а) и нижней (б) челюстей



Определение центрального соотношения челюстей

Проблема реабилитации больных с полной утратой зубов является чрезвычайно актуальной, поскольку эффективность ортопедического лечения определяется не только технологией изготовления зубных протезов, но и качеством функционирования органов челюстно-лицевой области в комплексе с ортопедическими конструкциями. Практическая ортопедическая стоматология не располагает эффективными методами определения центрального соотношения челюстей у больных с полным отсутствием зубов. Широко используемый в клинике анатомо-физиологический метод определения центрального соотношения челюстей в известной мере субъективен и не обладает достаточной степенью эффективности (А. В. Цимбалитов, 1996).

Существуют две основные группы методов определения центрального соотношения челюстей: статические и функциональные (В. Н. Копейкин, 1993).

Наиболее известным *статическим* методом определения центрального соотношения челюстей является антропометрический. Основываясь на принципе пропорциональности, Kantorowich предлагает деление лица на 3, а Wodswart-White на 2 равные части. Э. С. Каливрадзиян (1985) установил зависимость между высотой нижнего отдела лица и расстоянием между зрачками. По мнению В. Ю. Курляндского (1955), при использовании статических методов результаты измерений дают отклонения от искомым величин до 17 мм. Согласно исследованиям Г. Г. Насибуллина (1978), статические методы определения центрального соотношения челюстей эффективны в 10-15 % случаев клинических наблюдений.

Вторая группа методов определения центрального соотношения челюстей — *функциональные*. В их основу положен принцип проявления одной из функций — речи, глотания, жевания.

Фонетический метод основан на выявлении анатомических закономерностей взаимоотношения челюстей путем проведения фонетических проб. Величина межокклюзионного пространства определяется в момент стандартизованной речевой пробы, что является ориентиром для определения центрального соотношения челюстей. По мнению L. R. Allen (1959), К. В. Рутковского (1970), E. Pound (1973; 1977), A. Petrovic (1979; 1980), D. Reisberg (1985), величина окклюзионного промежутка, возникающего в процессе осуществления речевой функции, весьма вариабельна и индивидуальна. При произношении различных звуков наблюдается изменение величины межокклюзионной щели в широком диапазоне.

Используя глотательный рефлекс, ряд авторов (A. Benagiana, M. Martignoni, 1961; Ch. H. Gibbs и др., 1981; I. Fayz, Eslami, 1988) установили, что глотательные движения осуществляются в положении центральной окклюзии. Ch. H. Gibbs и соавт. (1981), используя метод электромиографии, обнаружили, что межокклюзионное расстояние значительно увеличивается, если в акте глотания участвуют мышцы плечевого пояса.

Б. Боянов, Б. Тодоров (1987), Т. Топузов (1988) описали рефлекторный метод установления нижней челюсти в положении центральной окклюзии.

А. К. Недергин (1938) предложил функционально-рефлекторный метод определения центрального соотношения челюстей. Он установил, что при возникновении давления на нижнюю челюсть она сдвигается в сторону воздействия. Давление пальцев на область моляров нижней челюсти приводит к рефлекторному ретруссионному сдвигу нижней челюсти.

При поднятии кончика языка к нёбу рефлекторно снимается напряжение мышц, выдвигающих нижнюю челюсть, и она устанавливается в правильное мезиодистальное положение. Многократное открывание и закрывание рта приводят к рефлекторному установлению нижней челюсти в правильное положение. Отдельные элементы функционально-рефлекторного метода не утратили своего значения до настоящего времени и применяются в клинической практике.

Электромиографический метод является одним из перспективных методов функционального исследования деятельности жевательной и мимической мускулатуры (L. A. Weinberg, 1982; I. Nielsen, A.Y. Miller, 1988).

R. E. Moyers (1949) установил, что состояние относительного физиологического покоя нижней челюсти характеризуется отсутствием биоэлектрической активности в жевательных мышцах. С. L. S. Badu и соавт. (1987) определили, что в состоянии физиологического покоя жевательные мышцы расслаблены не полностью и обладают минимальным тонусом, что объясняется наличием биоэлектрической активности жевательных мышц в состоянии покоя. Электромиографические исследования являются наиболее перспективными для определения функционально-физиологического покоя нижней челюсти, при котором мышцы, опускающие ее, проявляют минимальную активность. Однако, несмотря на ценность метода, он практически не применим в повседневной клинической практике ввиду сложности его реализации и трудности трактовки полученных результатов исследования.

Эволюция методов определения центрального соотношения челюстей направлена от антропометрических и анатомических в сторону функциональных методов (рис. 7.1).



На основании оценки:
1. Фонетической функции
2. Функции глотания
3. Силовых характеристик жевательных мышц

Рис. 7.1. Эволюция методов определения центрального соотношения челюстей

7.1. АНАТОМО-ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОГО СООТНОШЕНИЯ ЧЕЛЮСТЕЙ

Анатомо-физиологический метод определения центрального соотношения челюстей подробно описан во всех руководствах и учебниках по ортопедической стоматологии (В. Н. Трезубов, С. Д. Арутюнов, 2003).

Он включает три этапа:

1. Определение состояния физиологического покоя, т. е. функциональной высоты.
2. Определение конструктивного положения нижней челюсти, т. е. морфологической высоты.
3. Расхождение величин между функциональной и морфологической высотами в 2-3 мм при условии восстановления высоты нижней трети лица, оцениваемой визуально, является основанием для фиксации вертикального межальвеолярного расстояния в конструктивном положении (рис. 7.2).



Рис. 7.2. Прикусмер — основной инструмент регистрации при использовании анатомо-физиологического метода определения центрального соотношения челюстей

Определение центрального положения нижней челюсти в сагитальной и трансверзальной плоскостях производится путем применения функциональных проб.

Голову пациента запрокидывают назад, при этом кончик его языка должен касаться задней трети твердого нёба. В этом состоянии больной совершает глотательное движение и закрывает рот. Во избежание смещения прикусных валиков и выдвигания нижней челюсти вперед указательные пальцы врача фиксируют прикусные валики, не препятствуя их смыканию в момент закрывания рта.

Как правило, изложение методов определения центрального соотношения челюстей в литературе сопровождается описанием ряда приемов, имеющих важное клиническое значение, но не относящихся непосредственно к определению пространственного положения нижней челюсти относительно верхней. Формирование вестибулярной поверхности и толщины верхнего окклюзионного валика, его высоты во фронтальном участке очень важны для определения

уровня протетической плоскости и формы искусственного зубного ряда. Ориентирование плоскости параллельно зрачковой и носоушной линиям фактически не имеет значения для определения центрального соотношения челюстей (рис. 7.3).



Рис. 7.3. Аппарат Ларина — для определения уровня и ориентации постановочной плоскости

Утрата фиксированной межальвеолярной высоты приводит к изменению положения всех анатомических образований, окружающих ротовую полость. Чтобы восстановить нормальную конфигурацию лица, нарушенную утратой фиксированной межальвеолярной высоты, и создать эстетический оптимум лица, необходимо иметь в виду, что при правильно определенной межальвеолярной высоте губы должны лежать свободно, без напряжения, касаясь друг друга на всем протяжении. Это положение составляет основу анатомического метода определения центрального соотношения челюстей. Восстанавливая взаимоотношения анатомических образований, окружающих ротовую полость, можно изменить внешний вид человека, но далеко не всегда удается эффективно восполнить утрату зубов и максимально приблизиться к оптимуму функциональной ценности полных зубных протезов. Причина этого явления лежит в субъективности оценки положения того или иного анатомического образования. Контуры мягких тканей лица в значительной степени зависят от их массы, а не от величины межальвеолярного расстояния. Определение высоты нижнего отдела лица, при которой складываются оптимальные условия деятельности мышц и височно-челюстных суставов, основано на предположении об устойчивости положения физиологического покоя нижней челюсти и стабильности его соотношения с величиной межальвеолярного расстояния в положении центрального соотношения челюстей.

Методической основой анатомо-физиологического метода является определение положения относительного физиологического покоя нижней челюсти и тот факт, что окклюзионная высота меньше высоты физиологического покоя на 2-4 мм. П. М. Гузиков (1952), Б. Н. Бынин, А. И. Бетельман (1947), И. М. Оксман (1967) установили, что эта разница определяется в 1-2 мм. По данным А. Н. Губской (1954), В. Ю. Курляндского (1955; 1977), она составляет от 2 до 4 мм, по данным Н. Thiel (1951) — от 1,2 до 2,5 мм, по данным R. H. Bus — от 1,5 до 2,5 мм, по данным Schohn — от 2 до 3 мм.

И. М. Оксман (1967) проводил измерения в группе больных в возрасте от 20 до 30 лет с интактными зубными рядами и ортогнатическим прикусом. Измерения величины межокклюзионной щели показали, что в 41 % наблюдений она равна 1 мм, в 40 % наблюдений — 2 мм, а в 15 % случаев — 3 мм, в 3 % случаев — 4 мм, в 1 % случаев — 5,5 мм.

По данным P. Ricketts (1953), величина межокклюзионного пространства зависит от вида прикуса, который был у больного до момента утраты зубов. При ортогнатическом прикусе она равна 1—2 мм, при прямом — 1 мм, при глубоком перекрытии во фронтальном участке зубных рядов может достигать 6-8 мм, а в боковых участках колебаться от 11 до 13 мм.

В. Н. Копейкин (1993) понимал под физиологическим покоем свободное положение нижней челюсти, при котором расстояние между зубами равно 2-3 мм и жевательные мышцы слегка напряжены.

По данным Л. М. Перзашкевича (1961), свободное пространство или просвет между зубами в переднем участке в состоянии покоя нижней челюсти колеблется от 1,5 до 9 мм. При проведении исследования в 70 % случаев просвет был равен 2-3 мм, в 12 % наблюдений — 1,5-2 мм, в 7 % — 3-4 мм, в нескольких случаях при ортогнатическом прикусе — 7 мм, в 1 случае при прогнатическом прикусе — 9 мм.

Результаты исследований и других авторов свидетельствуют о широком разбросе данных о соотношении челюстей в положениях физиологического покоя и центрального соотношения.

Положение физиологического покоя нижней челюсти при использовании анатомо-физиологического метода имеет большое практическое значение, поскольку является основным исходным критерием для нахождения и установления высоты центрального соотношения челюстей (В. Ю. Курляндский, 1955;

И. М. Оксман, 1967; Е. И. Гаврилов, И. М. Оксман, 1978; Э. Я. Варес, 1993; Ah. Geering, M. Kunder, 1986; S. Palla, 1987; A. C. Watkinson, 1987). Состояние покоя нижней челюсти определяется мышечным тонусом, миотатическими рефлексамии и пассивными силами, удерживающими нижнюю челюсть в пространстве. Эти факторы взаимосвязаны и взаимообусловлены (Н. В. Калинина, В. А. Загорский, 1990).

Koivumaa (1968) определил состояние покоя нижней челюсти как положение, при котором все элементы зубочелюстной системы находятся в уравновешенном состоянии.

Е. И. Гаврилов (1968) определил физиологический покой жевательных мышц как их устойчивое рефлекторное сокращение, связанное с сохранением характерного пространственного положения нижней челюсти. Основой тонуса всех мышц является миотатический рефлекс. Исходя из изложенной физиологической сущности, автор определил состояние покоя как положение нижней челюсти по отношению к верхней, при котором все мышцы, поднимающие и опускающие нижнюю челюсть, находятся в состоянии минимального и уравновешенного тонического напряжения.

В литературе приводятся противоречивые данные о статическом постоянстве состояния физиологического покоя. Так, A. Gipp (1985) указывает, что пространственное положение покоя нижней челюсти может изменяться в течение жизни человека, в том числе и в результате ортопедических мероприятий. Автор отмечает, что положение нижней челюсти в покое более стабильно, чем в состоянии центральной окклюзии. В то же время существует мнение, что это состояние остается стабильным в течение всей жизни человека.

Позднее J. Thompson (1954) установил, что положение покоя нижней челюсти подвержено изменениям. Автор различал кратковременные и продолжительные изменения. Кратковременные изменения происходят в течение дня и зависят от позы, дыхания и эмоционального состояния пациента. Продолжительные изменения возникают у больных, потерявших все зубы. При этом нижняя челюсть приближается к верхней и устанавливается в новом, отличном от исходного, положении покоя.

D. Atwood (1966) считал, что изменение положения покоя нижней челюсти у больных, потерявших все зубы, происходит из-за выпадения функции проприоцептивных рецепторов, находящихся в периодонте. Автор отмечал, что существует множество обстоя-

тельств, которые влияют на положение покоя нижней челюсти. К первой группе он отнес физиологические факторы: волевой контроль за положением челюсти, эмоциональное состояние человека, усталость, парафункции жевательных мышц. Ко второй группе относятся патологические состояния органов челюстно-лицевой области: заболевания мышц, суставов, нарушения нервной регуляции и др.

Н. В. Калинина, В. А. Загорский (1990) отмечают, что положение покоя жевательных мышц, хотя и является рефлекторным и относительно постоянным состоянием, однако подвержено влиянию многих экзо- и эндогенных факторов.

Л. А. Weinberg (1982) показал, что величина межокклюзионного пространства подвержена колебаниям в течение суток, зависит от положения губ, нейрогенного фактора, возраста, общего состояния организма, уровня мышечного тонуса, тургора и эластичности окружающих мягких тканей.

D. F. Goldstein, S. L. Kraus, W. B. Williams (1984) установили, что положение физиологического покоя является состоянием динамического равновесия сил, действующих на нижнюю челюсть, и изменение положения головы влияет на баланс этих сил. Если голова наклонена назад, то межокклюзионное пространство становится больше, при наклоне вперед оно уменьшается. При вдохе межокклюзионное пространство увеличивается, при сильном физическом напряжении оно может исчезнуть вообще.

Использование анатомо-физиологического метода не гарантирует создания оптимальных условий деятельности зубочелюстной системы. Анатомо-физиологический метод изначально несет неточность в определении центрального соотношения челюстей, поскольку состояние физиологического покоя нижней челюсти крайне вариабельно и находится в зависимости от многих факторов.

7.2. ФУНКЦИОНАЛЬНО-ФИЗИОЛОГИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОГО СООТНОШЕНИЯ ЧЕЛЮСТЕЙ

Создание условий для полноценного функционирования протезов — одна из основных задач, решаемых специалистами на диагностическом этапе. Эффективность диагностики в конечном итоге определяет успех реабилитации больного. Задача состоит в определении

и создании оптимального режима функционирования зубочелюстной системы в присутствии зубных протезов. Предпосылкой возникновения предлагаемого функционально-физиологического метода определения центрального соотношения челюстей являются результаты многочисленных физиологических исследований. Работы М. А. Соловьевой (1966), И. С. Рубинова (1970), Б. К. Костур (1972), Ch. H. Gibss, P. E. Mahan, H. C. Lundee (1981) позволяют сделать вывод о том, что в процессе разжевывания пищи наибольшая биоэлектрическая активность жевательных мышц наблюдается в момент, когда нижняя челюсть возвращается в положение центральной окклюзии. Нарушение окклюзии и артикуляции рефлекторно снижает эту активность.

Результаты исследований по оценке силовых характеристик жевательных мышц у больных с вторичными нарушениями прикуса показывают, что максимальное усилие сжатия челюстей развивается в положении искомого центрального соотношения. В зависимости от характера распределения интегрированного показателя усилия сжатия челюстей и его абсолютного значения обосновано клиническое применение одномоментной коррекции прикуса с его фиксацией на окончательных конструкциях зубных протезов (А. В. Цимбалистов, 1996).

Для больных с полным отсутствием зубов применение функционально-физиологического метода осложняется тем обстоятельством, что независимо от состояния силовых характеристик жевательных мышц конкретного больного схема лечения всегда одномоментна — восстановленное соотношение челюстей сразу фиксируется на окончательных конструкциях зубных протезов. Это обстоятельство в значительной мере ограничивает клинические возможности влияния на характер протекания адаптационного периода. Достижение максимальной эффективности реабилитации каждого конкретного больного возможно при определении таких условий функционирования, когда вся система заинтересованных органов может развить максимально возможное усилие. Функционально-морфологический анализ зубочелюстной системы показывает, что основной, определяющей структурой органов челюстно-лицевой области, является функция жевания. Рассмотрение уровней поражения жевательной функции показывает, что изменения прикуса в результате утраты зубов являются системными нарушениями, т. е. сопровождаются морфологическими отклонениями во всех структурах зубочелюстного аппарата. Это обстоятельство предьявляет повышенные требо-

вания к оценке глубины патологического состояния, т. е. к качеству диагностического процесса.

С нарастанием морфологических и функциональных нарушений в процессе развития патологических состояний адаптивно-компенсаторный запрос в системе челюстно-лицевой области возрастает, увеличивается объем конструкции и лечебных мероприятий, необходимых для возмещения утраченных органов. В то же время на протяжении жизни способность организма к адаптации уменьшается. Оба эти процесса направлены на снижение адаптационного ресурса конкретного человека и реабилитационных возможностей.

Функция жевания находится под центральным контролем, который осуществляет регуляцию процесса жевания по принципу обратной связи. Сигнал обратной связи может быть зарегистрирован при нагрузке всей зубочелюстной системы. В этот момент он отражает интегральное состояние всех его элементов. Эта идея лежит в основе функционально-физиологического метода определения центрального соотношения челюстей, который в связи с объемом и характером поражения приобретает решающее значение при реабилитации больных с полным отсутствием зубов. Функционально-физиологический метод определения центрального соотношения челюстей осуществляют с применением аппарата «АОЦО».

7.3. УСТРОЙСТВО АППАРАТА «АОЦО» И ОСОБЕННОСТИ ЕГО ЭКСПЛУАТАЦИИ

Аппарат выполнен в виде портативной конструкции. В комплект прибора входят: тензометрический датчик, усилительно-измерительный блок, блок аккумуляторов, зарядное устройство и детали внутриротового устройства (опорные пластины трех типов размеров, штифты от 6 до 23 мм с разницей в высоте 0,5 мм, штифты с заостренным концом и резьбой в основании, имитаторы датчика) (рис. 7.4).

Прибор «АОЦО» рассчитан на измерение сжатия челюстей с усилием до 500 Н в 3 диапазонах.

Датчик усилия представляет собой конденсатор, в котором колпачковая мембрана является одной из обкладок конденсатора. Вторая обкладка конденсатора — неподвижный контакт. В момент сжатия челюстей зазор между мембраной и неподвижным контактом в датчике уменьшается, при этом емкость плоского конденсатора возрастает, и ее значение подается на измерительный блок.

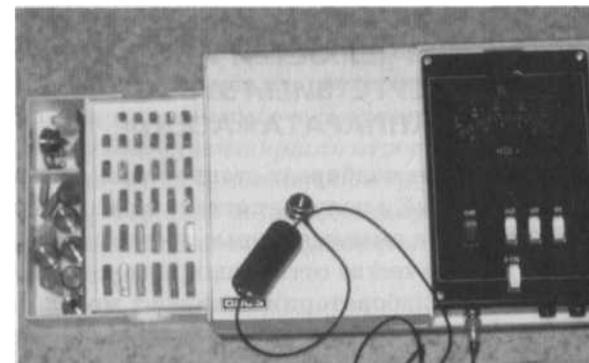


Рис. 7.4. Аппарат «АОЦО»

Полностью заряженный блок аккумуляторов обеспечивает работу в непрерывном режиме в течение 10 часов.

Для приведения прибора в рабочее состояние кабель датчика подключают к разьему «датчик» измерительного блока. Аппарат включают нажатием кнопки с указателем «ВКЛ». При этом загорается зеленая лампочка, которая свидетельствует о том, что аккумулятор заряжен, и можно начинать измерения. В случае загорания красной лампочки следует произвести подзарядку аккумулятора. Для этого блок аккумуляторов вынимают из аппарата и вводят его в зарядное устройство, которое подключается к электросети. При этом на зарядном устройстве загорается зеленая лампочка «Сеть». Подзарядка аккумулятора производится в течение 12 часов. Загорание красной лампочки на табло зарядного устройства свидетельствует о том, что заряд окончен.

Измерения начинают после установки стрелки прибора на «НОЛЬ» нажатием кнопки «УСТ.» Затем при наложении на датчик первого штифта, который фиксирует минимальное межальвеолярное расстояние, пациента просят сильно сжать челюсти и записывают показания прибора, регистрируя силу, развиваемую жевательными мышцами в ньютонах (Н). В момент первого сжатия определяется необходимый диапазон измерений. Для этого нажимается кнопка диапазона «50». Если при сжатии стрелка заходит за деление «50», необходимо включить кнопку второго диапазона, т. е. «150». Если стрелка заходит за цифру «150», необходимо переключить прибор на третий диапазон нажатием кнопки «500». Перевод с одного диапазона на другой может быть произведен в процессе измерений.

7.4. МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОГО СООТНОШЕНИЯ ЧЕЛЮСТЕЙ У БОЛЬНЫХ С ПОЛНЫМ ОТСУТСТВИЕМ ЗУБОВ С ПОМОЩЬЮ АППАРАТА «АОЦО»

В первое посещение врач подбирает стандартные оттискные ложки для беззубых челюстей и получает оттиск с расширенными границами. Если у пациента имеются старые протезы, то целесообразно использовать их в качестве оттискных ложек (рис. 7.5 и 7.6).

В зуботехнической лаборатории отливают модели и изготавливают индивидуальные ложки из пластмассы холодного отверждения путем обязательного прессования пластмассы в кювете. Изготовление индивидуальных ложек методом ручного обжима пластмассы или пневмоштамповки на моделях не рекомендуется, поскольку этот метод не гарантирует точного отображения рельефа протезного ложа.

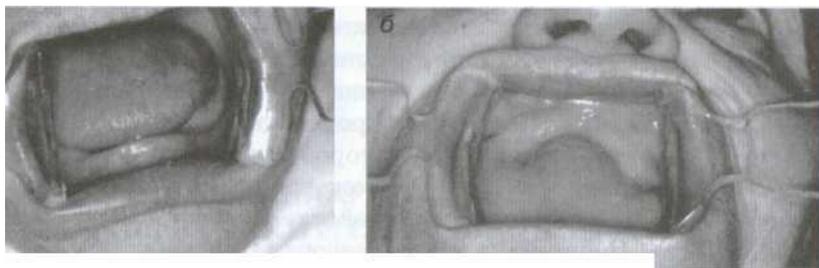


Рис. 7.5. Исходное состояние полости рта



Рис. 7.6. Оттиски для изготовления индивидуальных ложек, полученные с помощью старых протезов

На верхней индивидуальной ложке в области нёба формируют пластмассовую или устанавливают металлическую опорную площадку. По длине она занимает пространство от области резцов до зоны первых моляров. По высоте опорная площадка ориентируется выше края гребня альвеолярного отростка челюсти на 2 мм. На верхней индивидуальной ложке формируют восковой прикусной валик (рис. 7.7). Нижнюю индивидуальную ложку изготавливают строго по границам подвижной слизистой оболочки без воскового прикусного валика.

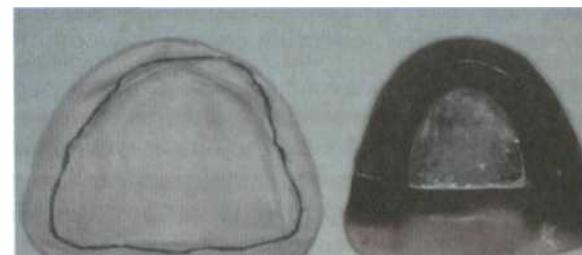


Рис. 7.7. Верхняя индивидуальная ложка с прикусным валиком и металлической опорной площадкой

Во второе посещение после припасовки верхней индивидуальной ложки на восковом валике формируют протетическую плоскость и вестибулярную поверхность шаблона; производят разметку линий центра, клыков и улыбки; подбирают искусственные зубы по цвету, форме и размеру. Опорную площадку на верхней индивидуальной ложке корректируют с целью создания ее параллельности протетической плоскости и зрачковой линии.

С помощью функциональных проб врач оформляет границы верхней и нижней индивидуальных ложек, используя термопластическую оттискную массу.

В зависимости от размера нижней челюсти подбирают опорную пластину, которую укрепляют на нижней индивидуальной ложке с помощью быстротвердеющей пластмассы и располагают в области премоляров с учетом ее параллельности протетической плоскости и опорной площадке верхней индивидуальной ложки (рис. 7.8).

Расположение опорной пластины в области премоляров обосновано тем, что при максимальном сжатии челюстей вектор результирующей силы жевательных мышц совпадает с точкой физиологи-



Рис. 7.8. Нижняя индивидуальная ложка с установленной опорной пластиной, имитатор датчика и штифт с заостренным концом для записи траекторий движения нижней челюсти и определения стартовой точки

ческого равновесия нижней челюсти. Совпадение точек приложения вектора результирующей силы мышц и физиологического равновесия исключает появление вывихивающего момента при максимальном сокращении мышц (М. Tradowsky, W. F. Kubicek, 1981). Первоначальное дробление и раздавливание пищи в полости рта больных, пользующихся полными съемными протезами, чаще всего осуществляется в области премоляров (Л. М. Перзашкевич, 1961; И. С. Рубинов, 1970).

С помощью термопластической массы получают ориентировочный оттиск с нижней челюсти, после чего определяют положение стартовой точки. Из стартовой точки начинается любое движение нижней челюсти. На опорную площадку верхней индивидуальной ложки наносят слой разогретого воска, а на опорной пластинке нижней ложки фиксируют имитатор датчика и штифт с заостренным концом. Высота штифта должна быть приближена к высоте физиологического покоя нижней челюсти.

Пациента просят прикоснуться острием штифта к поверхности опорной площадки верхней индивидуальной ложки, а затем выполнить движения нижней челюстью: вперед-назад, вправо-влево. В процессе движения нижней челюсти острие штифта рисует на опорной площадке его траектории. Точка пересечения линий соответствует стартовому положению нижней челюсти (рис. 7.9). В стартовой точке опорной площадки необходимо создать углубление с целью фиксации положения нижней челюсти, что важно для проведения силовых измерений. Этот этап в работе с аппаратом «АОЦО» крайне важен, так как у лиц с полной потерей зубов, особенно в сочетании с различного рода дисфункциями височно-челюстных суставов или парафункциями жевательной мускулатуры,



Рис. 7.9. Момент записи траекторий движения и определения стартовой точки, т. е. конструктивного положения нижней челюсти в мезиодистальном и трансверзальном направлениях

происходит увеличение амплитуды движений нижней челюсти, что может привести к ошибке в определении конструктивного положения. Ложное центральное положение нижней челюсти является основной причиной неправильного определения центрального соотношения челюстей анатомо-физиологическим методом.

После определения стартового положения на опорную пластину устанавливают датчик с измерительным штифтом минимальной высоты (рис. 7.10). Затем определяют диапазон измерений, в котором будет проводиться исследование. Рабочим считается диапазон, в котором стрелка прибора находится в зоне шкалы. В случае



Рис. 7.10. Датчик давления установлен на нижней ложке в опорной пластине (а); последовательная замена штифтов, обеспечивающих поступательное увеличение межальвеолярного расстояния с параллельным замером интегрированного показателя усилия сжатия челюстей (б)

если стрелка выходит из зоны шкалы диапазона, следует перейти на следующий диапазон с помощью нажатия на кнопку второго или третьего диапазона.

В процессе измерений высоту штифта поступательно увеличивают на 1 мм и показания прибора, соответствующие новой высоте штифта, заносят в таблицу карты обследования. По мере увеличения высоты штифта регистрирующие усилия сжатия челюстей будут нарастать до максимальной величины с последующим их снижением (рис. 7.11).

Высота штифта (мм)	Усилия сжатия челюстей (Н)
8,0	100
8,5	110
9,0	120
9,5	130
10,0	150
10,5	140
11,0	120
11,5	105
12,0	100
12,5	90

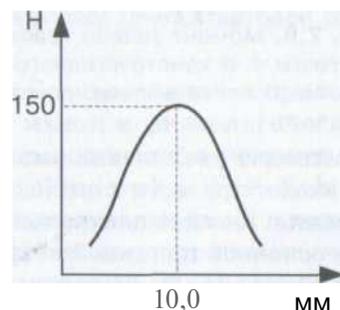


Рис. 7.11. Таблица и график зависимости интегрированного показателя усилия сжатия челюстей от величины межальвеолярного расстояния. При установке штифта высотой 10 мм пациент развивает максимальное усилие сжатия челюстей в 150 Н

Анализируя данные первой серии измерений, выбирают высоту штифта, при которой регистрируется максимальное усилие сжатия. Для уточнения найденного положения можно провести серию измерений в противоположном направлении, т. е. последовательно изменяя высоту штифта от максимальной до минимальной. При этом абсолютное значение будет повторяться при одинаковой высоте штифта.

Величину межальвеолярного расстояния необходимо дополнительно уточнить путем применения штифтов с шагом в 0,5 мм, проводя замеры в сторону увеличения и уменьшения межальвеолярного расстояния.

Абсолютные значения усилий сжатия челюстей и динамика их измерений в процессе увеличения или уменьшения межальвеолярного расстояния являются сугубо индивидуальными характеристиками, однако в этом динамическом процессе нами выявлены об-

щие закономерности. По мере увеличения межальвеолярного расстояния усилия сжатия челюстей нарастают до определенного предела с последующим их снижением. При этом возникающее устойчивое плато максимума является переменным в незначительных пределах.

После определения высоты штифта, при которой было максимальное усилие сжатия, датчик заменяют на имитатор. Фиксацию конструктивного взаимоотношения челюстей осуществляют с помощью восковых прикусных валиков, устанавливаемых на нижней индивидуальной ложке, или с помощью силиконовых регистраторов (рис. 7.12). Корректирующие оттиски с верхней и нижней челюстей получают под контролем штифта, фиксирующего конструктивное взаимоотношение челюстей. С помощью лицевой дуги определяют позицию верхней индивидуальной ложки относительно основных анатомических ориентиров черепа (рис. 7.13).



Рис. 7.12. Центральное соотношение челюстей в положении конструктивного прикуса

Рис. 7.13. Позиционирование верхней челюсти

После получения оттисков, фиксации взаимоотношения индивидуальных ложек и их позиционирования с помощью лицевой дуги оттиски извлекают из полости рта для немедленной отливки моделей, чтобы не допустить возможной деформации. Модели устанавливают в артикулятор и производят постановку искусственных зубов по сфере или по стеклу (рис. 7.14).

Для определения центрального соотношения челюстей функционально-физиологическим методом требуется от 45 до 60 минут, включая время, затраченное на оформление индивидуальных ложек и получение функциональных оттисков. Проверку конструк-



Рис. 7.14. Модели челюстей, зафиксированные в положении центрального соотношения, позиционированы в универсальном артикуляторе

ции протезов производят в третье посещение. В четвертое посещение осуществляют наложение протезов.

Для реализации функционально-физиологического метода определения центрального соотношения челюстей введен критерий объективной оценки деятельности жевательной мускулатуры и всех элементов зубочелюстной системы — интегрированный показатель максимального усилия сжатия челюстей. Функционально-физиологический метод позволяет учесть индивидуальные особенности силовых характеристик и тем самым объективно проводить диагностику функциональных возможностей каждого больного независимо от уровня и степени поражения зубочелюстной системы. Таким образом, уже на диагностическом этапе построения взаимоотношений челюстей удастся смоделировать функциональную ситуацию с учетом расположения конструкции зубного протеза, состояния тканей протезного ложа и органов протезного поля. В основе диагностического подхода с использованием функционально-физиологического метода определения центрального соотношения челюстей и выявления с помощью аппарата «АОЦО» интегрированных показателей усилия сжатия челюстей заложено поступательное изменение межальвеолярного расстояния с определением максимального значения усилия сжатия. Анализ распределения силовых характеристик и максимального значения интегрированного показателя выявил три варианта распределения силовых характеристик в зависимости от величины разобщения челюстей.

При оценке клинического значения установленных показателей с точки зрения конструирования зубных протезов более важным является характер распределения силовых характеристик с выделением максимального интегрированного показателя усилий сжатия челюстей, поскольку он влияет на режим функционирования зубочелюстной системы и уровень восстановления жевательной функции. В то же время выделение трех типов распределения силовых характеристик дает возможность правильно трактовать полученные данные и определять характер реабилитационных мероприятий. Выявлены три типа распределения силовых характеристик и определения частоты их встречаемости (рис. 7.15):

- I тип — однопиковый,
- II тип — беспиковый,
- III тип — двухпиковый.

Частоту встречаемости каждого из вариантов определили в обследуемой группе больных.

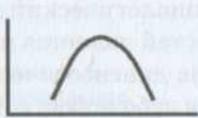
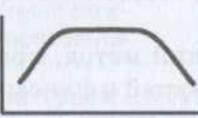
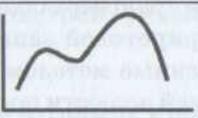
Характер зависимости интегрированного усилия сжатия от межальвеолярного расстояния	Процент распространенности
	51
	23
	26

Рис. 7.15. Распространенность вариантов распределения силовых характеристик жевательных мышц при изменении межальвеолярного расстояния

Однопиковый тип зависимости был выявлен в 48,1 % наблюдений. Для этого варианта распределения силовых характеристик свойственно наличие единственного значения максимального усилия сжатия челюстей.

Беспиковый тип зависимости характеризуется наличием устойчивого плато реагирования на изменение высоты межальвеолярного расстояния. Этот вариант распределения усилий сжатия челюстей был выявлен в 32,5 % наблюдений.

Для двухпикового варианта распределения силовых значений характерно появление второго максимума, который не соответствует искомой высоте прикуса, и его необходимо дифференцировать с первым, основным максимумом усилий сжатия челюстей. Двухпиковый тип зависимости выявили в 19,4 % наблюдений.

Анализ клинического материала показывает, что факторы возраста больных, причины утраты зубов, наличия полных съемных протезов к моменту исследования, степени атрофии альвеолярных отростков не влияют на тип распределения силовых характеристик и частоту их встречаемости.

Абсолютное значение максимального усилия сжатия челюстей позволяет установить оптимальное межальвеолярное расстояние в случае полной утраты зубов. Это создает предпосылки для реабилитации всех резервных возможностей зубочелюстной системы конкретного больного.

По существу, функционально-физиологический метод определения центрального соотношения челюстей является индивидуальной нагрузочной пробой, позволяющей на диагностическом этапе имитировать условия функционирования зубочелюстной системы, подбирая наиболее эффективный режим, обеспечивающий восстановление функции жевания.

Функционально-физиологический метод, кроме выявления максимального усилия сжатия челюстей и фиксации межальвеолярного расстояния, позволяет осуществить определение конструктивного прикуса в сагиттальной и трансверзальной плоскостях. С этой целью применен метод внутриротовой записи траекторий движений нижней челюсти. Проведенные методом внутриротовой записи исследования движений нижней челюсти позволили установить, что в 11,3 % наблюдений крайнее ретрузионное положение нижней челюсти одновременно является и точкой центрального соотношения челюстей, т. е. из крайней ретрузионной позиции нижняя челюсть может совершать боковые движения. В 88,7 % наблюдений выявлены несовпадения крайней ретрузионной позиции и

центрального соотношения. Стартовая точка центрального соотношения располагается на 1–2 мм вперед или в сторону от крайней ретрузионной позиции нижней челюсти. Игнорирование факта несовпадения крайнего ретрузионного и центрального соотношения челюстей приводит к ошибке в конструировании протезов и закреплению нижней челюсти в вынужденном положении. Одним из важнейших элементов определения конструктивного прикуса является фиксация положения нижней челюсти в трансверзальной плоскости. В 26,8 % наблюдений выявлено несоответствие стартовой точки, фиксирующей нижнюю челюсть в привычном положении. Величина трансверзального смещения колеблется от 1,5 до 3,4 мм (рис. 7.16). Полученные данные свидетельствуют о том, что с возрастом происходит устойчивая фиксация привычного бокового смещения нижней челюсти. Таким образом, в 88,7 % случаев метод внутриротовой регистрации траекторий движений нижней челюсти позволяет уже на этапе диагностики выявить степень нарушения сократительной деятельности жевательной мускулатуры и синхронной работы височно-челюстных суставов.



Рис. 7.16. Трансверзальная миграция стартовой точки в процессе изменения межальвеолярного расстояния

Основным критерием наступления адаптации являются субъективные ощущения больного и положительная динамика показателей гнатодинамометрии, указывающая на прирост усилий сжатия челюстей.

7.5. ФОТОГРАФИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЫСОТЫ НИЖНЕГО ОТДЕЛА ЛИЦА

Определение высоты нижнего отдела лица — это весьма важный этап в изготовлении съемных пластиночных протезов полного зубного ряда. Известно, что неточности при определении высоты

нижнего отдела лица ведут к осложнениям, а стандартный подход к попытке решить эту задачу не дает должных результатов. Следовательно, необходим индивидуальный подход к определению высоты нижнего отдела лица у каждого пациента с учетом возрастных изменений и вида прикуса. В некоторых случаях можно использовать способ определения высоты нижнего отдела лица, основанный на измерении расстояния между центрами зрачков как у пациента, так и его межзрачкового расстояния на фотографии, сделанной ранее в период фиксированного прикуса. Для этого производят замеры расстояния между центрами зрачков и между подносовой и подбородочной точками на фотографии и у пациента (рис. 7.17).

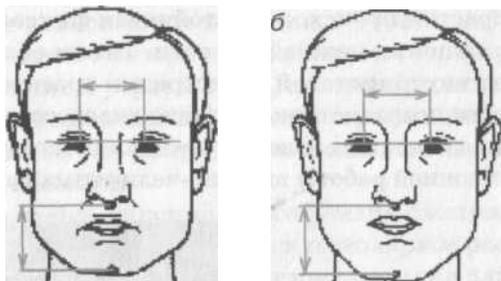


Рис. 7.17. Замер расстояния между центрами зрачков и между подносовой и подбородочной точками у пациента (а) и на фотографии (б)

Из полученных данных составляется пропорция, в которой межзрачковое расстояние так относится к высоте нижнего отдела лица на фотографии, как межзрачковое расстояние пациента к искомой высоте нижнего отдела лица. Следовательно, высоту нижнего отдела лица пациента можно рассчитать по формуле:

$$A, \times B$$

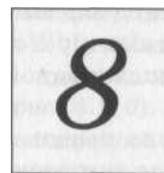
где X — искомая высота нижнего отдела лица пациента;

A — межзрачковое расстояние на фото;

B — межзрачковое расстояние пациента,

A_1 — высота нижнего отдела лица на фотографии.

Исследуя высоту нижнего отдела лица в разные периоды жизни больного и прослеживая изменения в динамике этого процесса, можно прогнозировать возможные изменения в зубочелюстной системе, отражая их в реальных конструкциях съемных протезов.



Устройство и виды артикуляторов. Принцип работы с артикулятором

8.1. ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ НЕОБХОДИМОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНОГО АРТИКУЛЯТОРА, ХАРАКТЕРИСТИКА АРТИКУЛЯТОРОВ

Для улучшения функциональных свойств искусственных зубных протезов их необходимо конструировать в артикуляторах. Однако ни один из артикуляторов в настоящее время не получил широкого применения из-за сложности конструкций, методики настройки и пользования. Все это отрицательно сказывается на функциональном эффекте протезирования и обуславливает необходимость многократной коррекции зубных протезов. Протезы, изготовленные с применением артикуляторов, имеют ряд преимуществ по сравнению с протезами, в которых постановка зубов произведена в шарнирных окклюдаторах. Использование артикуляторов позволяет создавать протезы с множественными межокклюзионными контактами и обеспечивать беспрепятственное скольжение зубов во всех фазах жевательного цикла. Это обеспечивает равномерное распределение жевательного давления на протезное ложе, устойчивость зубных протезов и повышает их функциональную ценность. Для воспроизведения индивидуальных искусственных зубных рядов в зубных протезах необходима методика, позволяющая учитывать и регистрировать все элементы артикуляционной цепи. Бонвилл был первым, кто начал научную разработку индивидуального конструирования искусственных зубных рядов.

Существующие методы создания искусственных зубных рядов имеют ряд недостатков, сделавших их применение трудоемким и сложным. Рациональный уровень расположения искусственных

зубов в межальвеолярном пространстве и воспроизведение индивидуальных окклюзионных кривых являются необходимыми условиями для создания функциональной и эстетически полноценной окклюзии.

Характеристика артикуляторов. Все аппараты, воспроизводящие движения нижней челюсти можно разделить на три группы: артикуляторы универсальные, артикуляторы упрощенные и окклюдаторы.

Зарубежные артикуляторы подразделяются на регулируемые и полурегулируемые. Артикуляторы, в конструкции которых суставная головка находится в нижней раме, а суставная поверхность (капсула) — в верхней, относятся к дуговым. Артикуляторы, в которых суставная ямка находится в нижней части суставного механизма, относятся к типу Non-artson.

Известны отечественные артикуляторы Н. П. Сорокина (1953) (рис. 8.1, а); С. И. Хмелевского и Б. Т. Черных (1962); М. А. Напалова и А. Л. Сапожникова (1972); Я. М. Хаита (1991); М. М. Насырова (1994); А. А. Долгалева и Е. А. Брагина (1999).

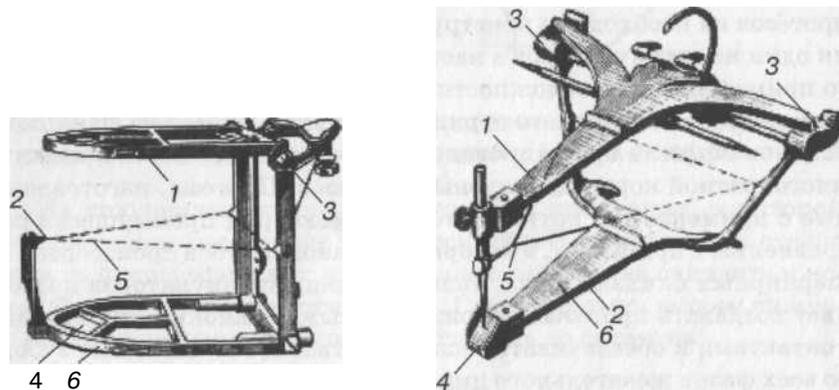


Рис. 8.1. Артикулятор Сорокина — а (1 — верхняя рама; 2 — нижняя рама; 3 — суставное сочленение; 4 — указатель средней линии; 5 — расположение окклюзионной плоскости; 6 — решетка для фиксации моделей); артикулятор Гизи «Simplex» — б (1 — верхняя рама; 2 — нижняя рама; 3 — суставное сочленение; 4 — подвижная резцовая площадка; 5 — указатель средней линии; 6 — расположение окклюзионной плоскости)

Среди большого количества зарубежных аппаратов следует выделить такие, как артикуляторы Гизи — универсальный и «Simplex»; полурегулируемые бездуговые — «Hanay H₂», «University Hanay

130-22», дуговые — «Hanay Arcona H₂», «University Hanay 130-28», «Whip-mix», «Stratos-200», «Protar» и универсальные.

У нас широко распространен артикулятор Гизи «Simplex» (см. рис. 8.1, б). А. Я. Катц и З. П. Гельфанд (1937) считали, что данный аппарат является лучшим образцом упрощенного артикулятора, который однако не отражает особенностей суставного хода. Как известно, угол наклона суставного бугорка колеблется от 5 до 70°, т. е. бугор может быть или очень плоским, или очень крутым. Таким образом, во многих случаях возможна ошибка в ту или иную сторону на 20-25°, так как в артикуляторе Гизи «Simplex» заложен угол суставного пути в 35°. Это обязательно отразится на качестве протеза, понижая его функциональную ценность.

Отечественный индивидуальный артикулятор Хаита (рис. 8.2) предназначен для расстановки искусственных зубов на беззубых челюстях. Предварительно получают оттиск с беззубых челюстей, отливают модели челюстей, готовят из воска прикусные шаблоны с восковыми валиками, с помощью которых определяют центральное положение челюстей. Модели фиксируют в межрамочном пространстве артикулятора с помощью окклюзионной площадки. В области нанесения межрезцовой линии фиксируют горизонтальный штифт (13).

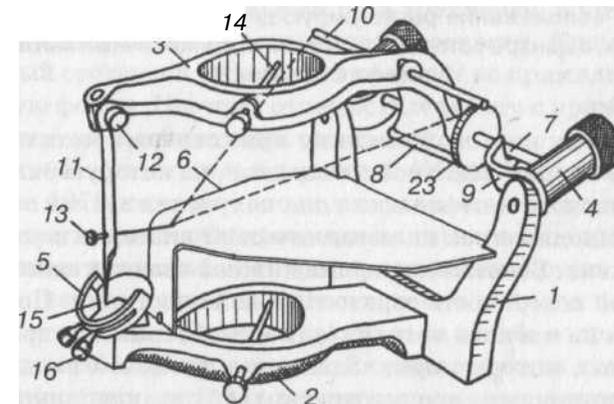


Рис. 8.2. Индивидуальный артикулятор Хаита:

1 — упорная вилка; 2 — нижняя рама; 3 — верхняя рама; 4 — суставные механизмы; 5 — резцовая площадка; 6 — окклюзионная площадка; 7 — поперечный валик; 8 — фиксатор; 9 — г-образные упоры; 10 — управляющий стержень поворотов; 11 — вертикальный штифт; 12 — зажимной винт; 13 — горизонтальный штифт (мезингер); 14 — закрепляющие стержни; 15 — поворотные сектора; 16 — зажимные винты; 17 — цилиндрический корпус; 18 — прорезь для валика; 19 — вкладыш; 20 — спиральная пружина; 21 — крышка корпуса; 22 — фиксатор; 23 — ручка поворота

Затем гипсом закрепляют модель в верхней раме (3), после чего снимают окклюзионную площадку (6), конусное окно предварительно смазывают вазелином. К верхней модели с валиком прикрепляют нижнюю модель с валиком. Заливают гипс в конусное окно нижней рамы (2) и закрывают артикулятор — гипс закрепляет модель. Затем снимают с артикулятора верхний и нижний восковые валики-шаблоны для получения записи трансверзальных (боковых) движений нижней челюсти пациента. Для этого к вестибулярной поверхности верхнего валика-шаблона в области передних зубов прикрепляют металлическую пластинку (рис. 8.3), в центре которой находится остроконечный металлический штифт,двигающийся, благодаря наличию пружинки, по поверхности.

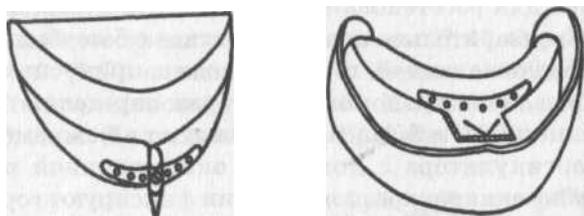


Рис. 8.3. Расположение регистрирующего устройства на окклюзионных валиках, в центре которой находится остроконечный металлический штифт с пружиной

К нижнему восковому валику приклеивают металлическую пластинку с горизонтальной площадкой, на которую наносят тонкий слой черного мягкого воска для получения записи с помощью штифта, находящегося на металлической пластине верхнего воскового валика. Боковые движения нижней челюсти записываются на восковой поверхности горизонтальной пластинки. По полученной записи из мягкого металла (алюминий, свинец и др.) вырезают шаблоны, которые прикладывают к резцовой площадке (5), настраивают коррекционные секторы (15) и закрепляют их в требуемом положении с помощью зажимных винтов (16), т. е. устанавливают готический угол. Затем восковые валики устанавливают на модели, предварительно сняв приспособления для записи готического угла. Определение одного из углов, например готического, обеспечивает автоматическую настройку угла бокового суставного пути. Для удобства моделирования зубов верхней челюсти снимается верхняя рама (3) при помощи фиксатора (8).

Я.М. Хаит считает артикулятор самонастраивающимся, так как при боковых движениях резцовая точка и балансирующая суставная головка взаимозависимы. Поэтому, определяя готический угол, угол Беннетта настраивается автоматически. Однако это происходит при условии, что треугольник Бонвилла является равносторонним. На самом же деле стороны треугольника Бонвилла не равны из-за асимметрии строения зубочелюстной системы.

М. М. Насыров (1994) впервые разработал универсальный артикулятор, соответствующий типу Non-arson, и кинематическую дугу к нему. Величина угла наклона сагиттального суставного пути в нем варьирует от 18 до 75° (в среднем для пациентов с полной потерей зубов 38°) и не всегда совпадает слева и справа. Совпадение наблюдалось лишь в 19 (63 %) из 28 случаев, в остальных — различие, которое варьирует от 3 до 8°. Поэтому М. М. Насыров считает, что для воспроизведения угла наклона суставного пути артикулятор должен иметь трехмерную регулировку. Такая регулировка позволит максимально приблизиться к индивидуальным особенностям строения височно-нижнечелюстного сустава, но усложнит конструкцию прибора.

Очевидно, что любое цифровое определение каких-либо параметров и перенос их на плоскость сопровождается искажениями, так как суставной сагиттальный путь трехмерен, а угол его принято измерять в одной определенной плоскости. Кроме того, сагиттальный суставной путь зачастую имеет не прямолинейную, а S-образную форму. Поэтому отождествление его с прямой линией лишает смысла таких точных измерений.

Ряд отечественных исследователей (М. А. Нападов, А. Л. Сапожников, 1972) считают, что пользование индивидуальными артикуляторами при протезировании пациентов с полной потерей зубов не имеет преимуществ перед применением других артикуляторов, так как ни одним из существующих методов невозможно точно регистрировать наклон суставных путей, а применяемая аппаратура громоздка и сложна. В существующих современных артикуляционных системах не учитываются часто встречающаяся асимметрия височно-нижнечелюстных суставов, а ориентиром для построения окклюзионной плоскости является камперовская горизонталь.

Примером артикулятора со среднеанатомическими параметрами настройки может служить «Stratos-200» (рис. 8.4). Это артикулятор типа Арсон, он является многоцелевым и может быть использован при конструировании зубных рядов беззубых челюстей.



Рис. 8.4. Артикулятор «Stratos-200» фирмы Ivoclar

«Stratos-200» основан на 4 основных геометрических положениях:

1. Плоскость, проходящая через окклюзионные поверхности зубов верхней челюсти (окклюзионная), параллельна плоскости, проходящей через середину наружного слухового прохода и основание грушевидного отверстия полости носа (камперовская). В клинической практике ориентирами для этой плоскости являются середина козелка уха и основание крыла носа. Исследования Karkaris и соавт. и А. А. Долгалева показали, что окклюзионная плоскость у большинства людей не параллельна камперовской плоскости и в дистальном отделе располагается ниже камперовской (рис. 8.5).

Величина угла, образованного камперовской горизонталью и окклюзионной плоскостью (по данным А. А. Долгалева), в среднем равна $6,3 \pm 1,08^\circ$. Исследования Karkaris и соавт. показали, что при выборе ориентировочной точки следует отдать предпочтение нижней части козелка уха.

2. Угол Балквилля соответствует углу, образованному между окклюзионной плоскостью и плоскостью, образованной треугольником Бонвилла. Величина этого угла находится в пределах от 22° до 30° . Для артикулятора «Stratos-200» угол Балквилля составляет 15° . Следует подчеркнуть, что угол Балквилля напрямую связан с расстоянием между окклюзионной плоскостью и мышечковой осью вращения (рис. 8.6).

Считается, что радиус компенсационной кривой Шпее будет зависеть от величины угла Балквилля.

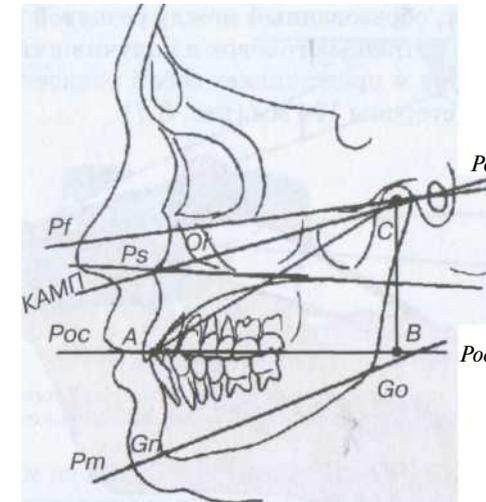


Рис. 8.5. Профильная телерентгенограмма головы пациента с интактными зубными рядами в положении центральной окклюзии:

CB — расстояние от центра шарнирных движений до окклюзионной плоскости; *CA* — расстояние от центра шарнирных движений до маркера А (нижняя межрезцовая точка); *AB* — расстояние от маркера А до перпендикуляра из точки С на окклюзионную плоскость; *Ps/Pm* — межчелюстной угол; *Pos/Ps* — угол между окклюзионной плоскостью и основанием верхней челюсти

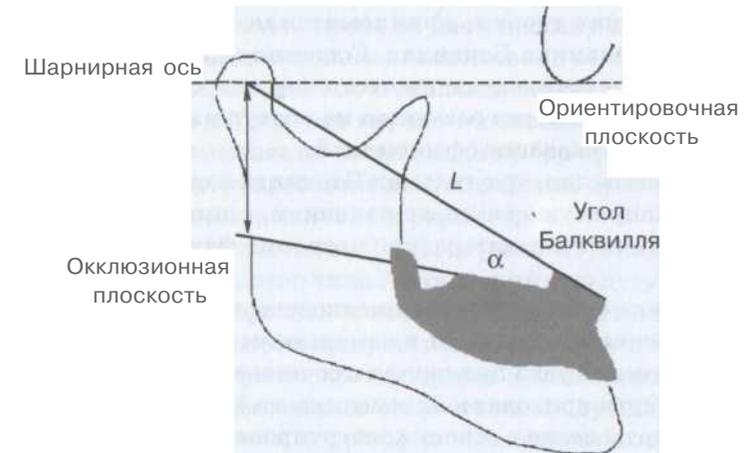


Рис. 8.6. Угол Балквилля (α), образованный окклюзионной плоскостью и линией (L), соединяющей межрезцовую точку с шарнирной осью

3. Треугольник, образованный между резцовой точкой и верхними краями двух суставных головок и получивший название треугольника Бонвилла и представляет собой равносторонний треугольник с длиной стороны 104 мм (рис. 8.7).

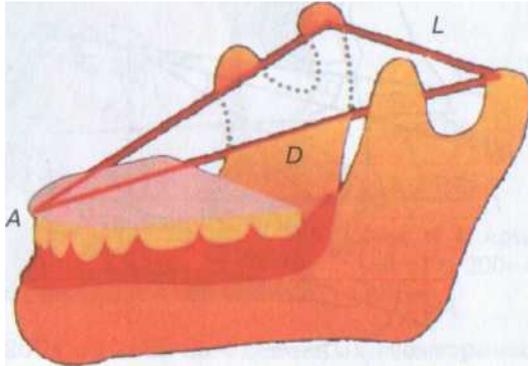


Рис. 8.7. Треугольник Бонвилла:

A — межрезцовая точка; *L* — расстояние между суставными головками; *D* — расстояние от межрезцовой точки до вершины суставной головки

Ряд исследователей оспорили эти данные, но тем не менее измерения Бонвилла (104 мм) все же считаются общепринятой, классической величиной.

4. Модельная теория, приписываемая Монзону, основана на теории треугольника Бонвилла. Согласно этой теории, нижнечелюстные бугры размещены на части окружности длиной 104 мм. Центр этой окружности размещен на «петушином гребне». Эта теория получила название сферической.

Угол Балквилля, треугольник Бонвилла и суставной сагиттальный путь напрямую связаны с явлением, описанным С. Christensen и получившим в литературе название феномен Кристенсена (рис. 8.8).

Суммарные отклонения мышечного пути и измерений треугольника Бонвилла приводят к изменениям на $3,15^\circ$ угла Кристенсена. Отклонение угла Балквилля в сочетании с отклонениями мышечного пути приводят к изменениям на $1,44^\circ$ угла Кристенсена. Эти результаты легли в основу конструирования артикуляционных систем.

В артикуляторе «Stratos-200» используют шесть вкладышей, имитирующих мышечный путь, и два — угол Беннетта. Разница

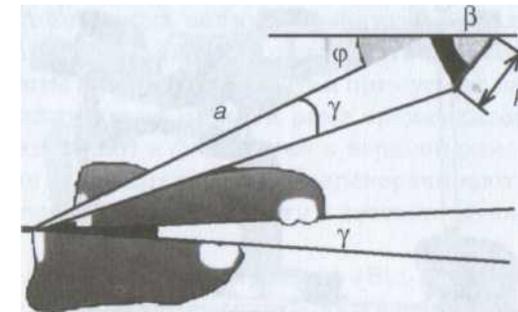


Рис. 8.8. Феномен Кристенсена:

P — мышечный путь; γ — угол Кристенсена; (ϕ — угол Балквилля; *a* — сторона треугольника Бонвилла; *p* — суставной сагиттальный путь

между каждым из них составляет $5-10-15^\circ$. При этом следует отметить, что в пределах треугольника Бонвилла, где сторона равна ~ 104 мм, разница всего в 1° дает искажение противоположной стороны приблизительно на 1 см. Кроме того, учитывая огромное количество угловых параметров (минимум два для каждого смещения челюсти), можно представить степень получаемых отклонений от индивидуальных биомеханических характеристик. Теоретической основой концепции артикулятора «Stratos-200» являются «золотые стандарты» Монзона, Кампера, Бонвилла, Балквилля, Кристенсена, которые были определены еще несколько веков назад. Следует отметить, что некоторые взгляды на биомеханику зубочелюстной системы и морфофункциональные взаимосвязи ее элементов претерпели изменения, связанные с эволюционными изменениями анатомии человека и с новыми научно-обоснованными положениями. Это касается изменения взглядов на выбор ориентиров, учитываемых при конструировании искусственных зубных рядов, а также других угловых и линейных параметров.

Артикуляционная система «Bio-Art» (рис. 8.9) включает регулируемый артикулятор типа Агсоп и лицевую дугу. Эта система позволяет регистрировать и воспроизводить индивидуальные движения нижней челюсти при расстановке искусственных зубов в съемных протезах, при воспроизведении окклюзионной поверхности любых других несъемных искусственных зубных протезов, а также при диагностике и коррекции окклюзионных нарушений.

Регистрация движений нижней челюсти пациентов с частичной либо полной потерей зубов и при интактном состоянии осуществляется с помощью лицевой дуги (рис. 8.10).

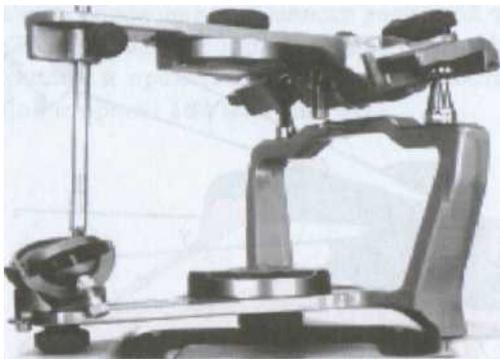


Рис. 8.9. Артикуляционная система «Bio-Art» без лицевой дуги

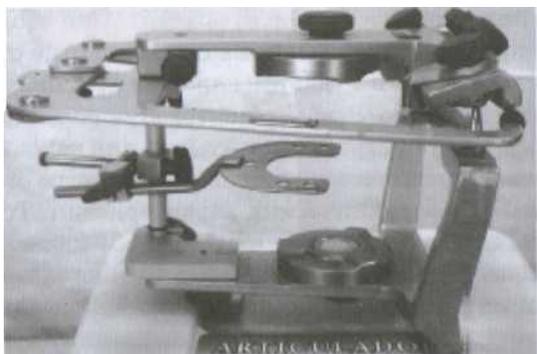


Рис. 8.10. Артикуляционная система «Bio-Art» вместе с лицевой дугой

С этой целью на прикусном валике, являющемся частью приспособления, получают отпечаток зубов верхней челюсти. Затем лицевую дугу соединяют с прикусной вилкой, фиксируя ее на анатомических ориентирах. Для этого в лицевой дуге предусмотрены ушные пелоты, вводимые в наружный слуховой проход пациента, и носовой упор, центрируемый у основания носа. Во время регистрации движений нижней челюсти необходимо добиться стабильности регистрирующего приспособления. Затем рекомендуется установить приблизительное межмышечковое расстояние.

При регистрации положения верхней челюсти относительно лобного и ушных ориентиров у пациентов с полной потерей зубов к прикусной вилке прикрепляют окклюзионные валики с восковыми базами, соединенные ранее в центральном положении.

Комбинацию прикусных валиков с прикусной вилкой называют *ассамблеей*. Ассамблею вводят в полость рта пациента и к ней фиксируют элементы лицевой дуги. Затем прикусную вилку с лицевой дугой устанавливают на нижней раме артикулятора, а верхнюю модель устанавливают и фиксируют к верхней раме артикулятора гипсом. После этого артикулятор переворачивают и аналогично фиксируют модель нижней челюсти к соответствующей раме артикулятора.

Полурегулируемый артикулятор «Bio-Art» имеет ряд недостатков: регулируемыми являются лишь суставные элементы, не регулируются резцовые параметры и индивидуальное межмышечковое расстояние. Остаются неучтенными часто встречающаяся асимметрия строения и функции височно-нижнечелюстных суставов. Необходимость использования лицевой дуги для настройки артикулятора вносит ошибки, характерные для данного способа регистрации.

Таким образом, артикуляционная система «Bio-Art» в целом может быть применена для изучения биомеханики нижней челюсти с целью диагностики и конструирования искусственных зубных рядов. Однако воспроизведение движений нижней челюсти относительно верхней может быть только приблизительным из-за невозможности индивидуальной регистрации параметров суставных и резцовых путей с помощью механической лицевой дуги с прикусной вилкой.

Более совершенной артикуляционной системой является «KaVo Protar System», основу которой составляет артикулятор фирмы KaVo — «Protar» (рис. 8.11).



Рис. 8.11. Артикулятор «Protar» фирмы KaVo

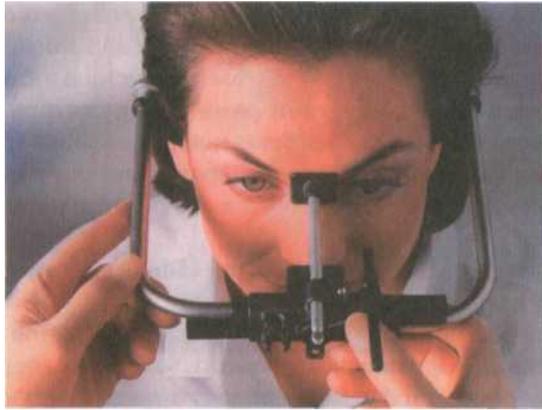


Рис. 8.12. Лицевая дуга типа Argus для настройки «KaVo Protar System»

В «KaVo Protar System» настройка осуществляется соответственно камперовской плоскости, поскольку она приблизительно параллельна окклюзионной плоскости. Для правильного переноса окклюзионной поверхности по отношению к оси височно-нижнечелюстного сустава применяется лицевая дуга типа Argus (рис. 8.12).

При протезировании пациентов с полной потерей зубов прикусную вилку лицевой дуги фиксируют в межрамочном пространстве артикулятора соответственно окклюзионной плоскости (протетической), сформированной на прикусном валике верхней челюсти (рис. 8.13).



Рис. 8.13. Определение пространственного положения модели верхней челюсти в межрамочном пространстве артикулятора

Далее рабочую модель верхней челюсти помещают в оттиск, расположенный на прикусной вилке, и фиксируют к верхней раме артикулятора с помощью гипса. Для правильного размещения нижней модели ее устанавливают в центральном положении с помощью прикусного шаблона и фиксируют к нижней раме артикулятора. Затем осуществляют настройку «KaVo Protar System», схема которой приведена на рис. 8.14.

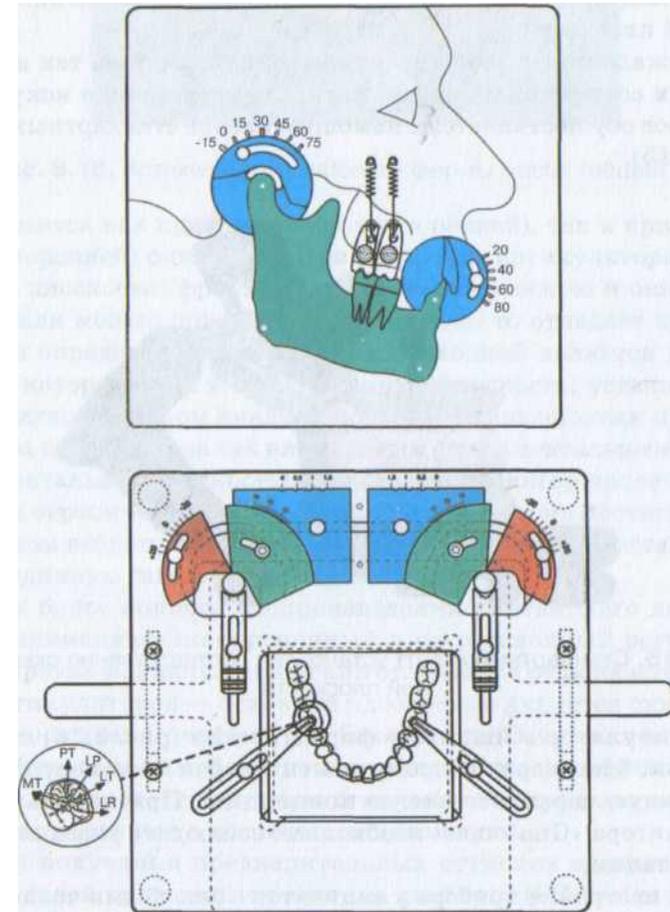


Рис. 8.14. Схема настройки артикуляционной системы «KaVo Protar System»

Огромное значение имеет определение начальной точки движения нижней челюсти к оси височно-нижнечелюстного сустава. Это взаимное расположение, зафиксированное в статической окклюзии, является исходным пунктом для определения особенностей динамической окклюзии. Следует отметить, что центральное положение беззубых челюстей дает нам представление только об их пространственном положении, но не дает никакой информации о пространственной ориентации в межрамочном пространстве артикулятора, об асимметрии строения височно-нижнечелюстных суставов и индивидуальном пространственном расположении окклюзионной плоскости.

К сожалению, в этой артикуляционной системе, так же как и в других современных артикуляторах, расстановка искусственных зубов осуществляется с помощью набора стандартных калотт (рис. 8.15).



Рис. 8.15. Стандартный калотт установлен соответственно окклюзионной плоскости

Артикулятор «Gnatomat» фирмы Ivoclar (рис. 8.16) является прибором, благодаря которому опытный врач может осуществить собственную терапевтическую концепцию. При использовании артикулятора «Gnatomat» необходимо соблюдать указания по его эксплуатации.

При настройке прибора у пациентов с беззубыми челюстями с помощью восковых шаблонов оценивают феномен Кристенсена. При крутой поверхности суставного бугорка его величина выражена более сильно, при плоском — менее. Феномен Кристенсена



Рис. 8.16. Артикулятор «Gnatomat» фирмы Ivoclar (общий вид)

наблюдается как при передней (двусторонней), так и при боковой (односторонней) окклюзии. При настройке артикулятора используют 3 плоскости: франкфуртскую, камперовскую и окклюзионную. Если можно определить последнюю, то отпадает необходимость в определении двух первых. Исходной является резцовая точка, которую, как и окклюзионную плоскость, устанавливают при диагностическом анализе моделей; окклюзионная плоскость прибора представлена так называемым фундаментальным уровнем (горизонтальная плоскость), а резцовый мезингер является ее передним ограничением. Билатеральная симметрия достигается посредством нёбного шва (*Raphe palatina*), который представляет собой срединную сагитальную плоскость.

Для более полного воспроизведения контактного движения зубов применяют экскурсионный и регрессионный регистраты. Регулировка механики движения отличается от показателей других артикуляторов — основной плоскостью является окклюзионная. Показатели переднего и бокового движения, полученные внутриворотным способом с помощью центральных функциональных регистратов, существенно отличаются от предельных показателей, измеренных с помощью лицевой дуги.

Для получения предварительных оттисков и диагностических моделей применяется система двойного (SR-Ivotray) слепка (рис. 8.17).

Для этих целей используют альгинатные оттискные материалы. При этом отображаются *Christa mylohyoidea* и переходы кры-

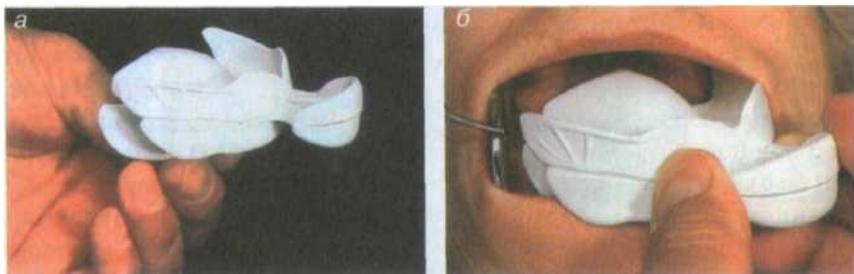


Рис. 8.17. Ложки Ivotray-Spezial для одномоментного получения слепков обеих челюстей (а); межальвеолярная центровка ложек в сагиттальной плоскости (б)

ловидно-челюстной складки. Система двойного слепка включает универсальную ложку, которой можно получать, в основном, все слепки, и специальную ложку, которой пользуются при получении слепка беззубых челюстей.

Ложки Ivotray-Spezial позволяют одномоментно получить слепки с обеих челюстей в пространственном положении без фиксации межальвеолярной высоты. Эта система включает 2 верхние и 3 нижние ложки, которые могут применяться вместе, в любом сочетании. Дезинфицируют ложки обычным способом.

Корректировку межальвеолярной высоты производят позже, при фиксации центрального положения челюстей. Рекомендуется последовательно отливать верхнюю и нижнюю части слепка (рис. 8.18) и одномоментно фиксировать их в обычном окклюдаторе (например, Biokor-Orthomat).



Рис. 8.18. Гипсовые модели, изготовленные по одномоментному оттиску и фиксированные в окклюдаторе

Соотношение моделей челюстей, полученное через двойной (SR-Ivotray) слепок при закрытом рте, почти соответствует их центральному положению. Для получения функциональных слепков изготавливают жесткие индивидуальные ложки, обеспечивающие возможность фиксации на них шаблонов при определении прикуса (рис. 8.19). Получение индивидуальных слепков и фиксацию центрального положения челюстей осуществляют в одно посещение.



Рис. 8.19. Жесткие индивидуальные ложки с регистрирующим приспособлением

Использование гнатометра «М» как части системы протезирования Ivoclar имеет решающее преимущество при определении высоты нижней трети лица и центрального положения челюстей (рис. 8.20). Сначала вместо регистрирующих пластин ставят белые основания валиков прикуса. Оба вместе они имеют толщину монтажной пластины и поэтому плотно смыкаются по всей плоскости. Оригинальное вертикальное соотношение остается неизменным.

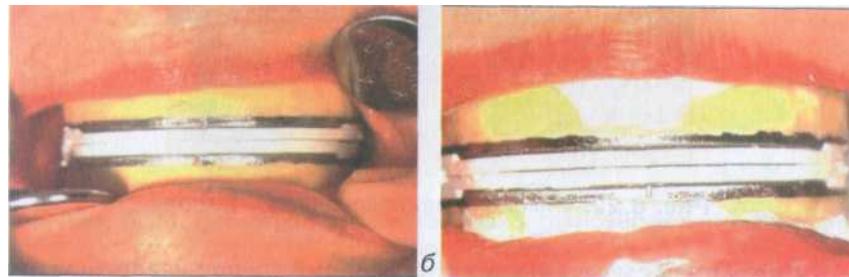


Рис. 8.20. Фиксация беззубых челюстей при соотношении, полученном по системе двойного (SR-Ivotray) слепка (а); получение функционального оттиска под жевательным давлением (б)

Далее следует удалить основания валиков прикуса и заменить регистрирующими пластинами: на нижней челюсти закрепляют пишущий штифт, на верхней — регистрирующую пластину. Фиксирующую пластину временно удаляют (рис. 8.21).



а б

Рис. 8.21. Замена прикусного валика (а) на регистрирующую пластину (б)

После установления правильной высоты (рис. 8.22) необходимо проверить расстояние в дистальных отделах обеих ложек с помощью плоского инструмента, при этом не должно быть контакта между верхней и нижней ложками — формовочный материал, протекающий через края, также должен быть удален с функционального слепка, чтобы сохранить свободу движения нижней челюсти.

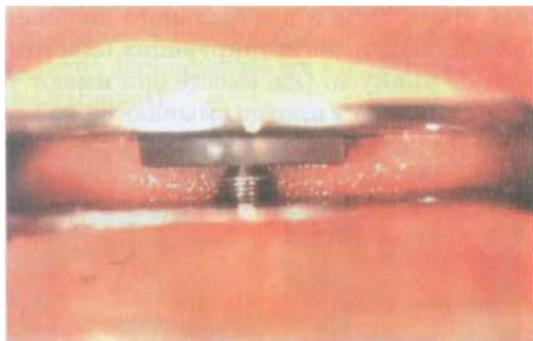


Рис. 8.22. Фиксация межальвеолярной высоты

Для записи сагиттального угла верхний слепок извлекают изо рта, удаляют регистрирующую пластину, слегка нагревают ее над пламенем (рис. 8.23) и растапливают тонкий слой восковой краски (китайский маркер).



Рис. 8.23. Нанесение расплавленного воска на регистрирующую пластину

Затем охлаждают регистрирующую пластину и надевают обратно с помощью острых щипцов. Оба функциональных слепка с регистрирующими пластинами снова помещаются в рот. Пациента просят сомкнуть челюсти до контакта с опорным штифтом и производить предельные движения нижней челюстью в следующей последовательности: нижнюю челюсть выдвинуть вперед, затем вернуть назад; нижнюю челюсть — вправо, затем назад; нижнюю челюсть выдвинуть вперед, затем вернуть назад; нижнюю челюсть — влево, затем назад (рис. 8.24).



Рис. 8.24. Регистрация сагиттальных и трансверсальных движений нижней челюсти

Эти движения можно повторять с любой частотой. Если пациент не может производить эти движения, то надо проверить, не мешают ли друг другу задние концы ложек. Можно осторожно их

пришлифовать. В сложных случаях более целесообразно сначала отлить функциональные слепки и только при втором сеансе произвести внутриротовую регистрацию с использованием жестких ложек.

Для фиксации центрального положения и межальвеолярной высоты под зрительным контролем определяется попадание регистрирующего штифта при повторных смыкающих движениях в соответствующее отверстие на фиксирующей пластинке. Если штифт повторно попадает спереди или сзади отверстия, то фиксирующая пластинка может быть слегка скорректирована и закреплена в своей позиции через повторение смыкающих движений. Процесс регистрации (записи) также может быть повторен в течение нескольких минут. Пациент быстро усваивает предлагаемые движения, поэтому очень часто повторная регистрация оказывается лучше первой.

Соединение искомого положения челюстей происходит с помощью быстроотвердевающего гипса или силиконовой массы, которым с помощью пластмассового шприца заполняют промежутки металлических дуг (рис. 8.25). При этом нижняя челюсть должна держаться на штифте в отверстии фиксирующей пластинки.

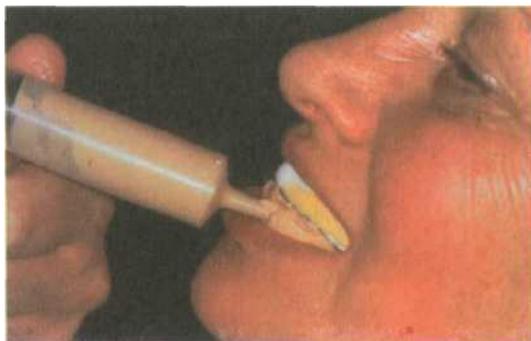


Рис. 8.25. Фиксация центрального положения челюстей

После затвердения гипса функциональные слепки извлекают изо рта как единое целое.

Технические мероприятия начинают с изготовления рабочих гипсовых моделей, которые имеют соответствующий для артикулятора цоколь (рис. 8.26).

При фиксации рабочих моделей в межрамочном пространстве артикулятора «Gnatomat» следует выполнить следующие действия:

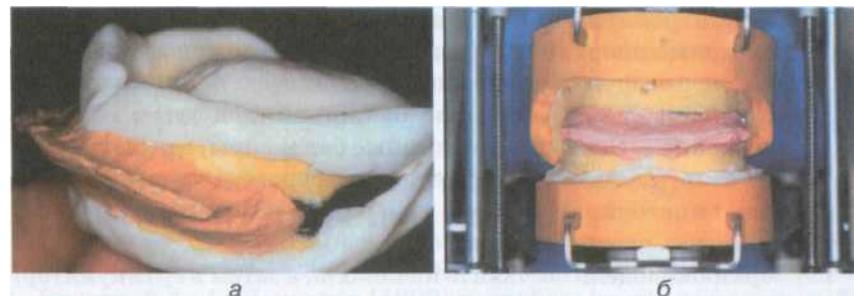


Рис. 8.26. Функциональные слепки беззубых челюстей, фиксированные в центральном положении (а); рабочие гипсовые модели, фиксированные в межрамочном пространстве артикулятора в соответствии с их центральным положением (б)

- 1) срединную линию продолжить на нижние и верхние цоколи модели;
- 2) измерить расстояние между сводами преддверия рта от верхней до нижней переходной складки; полученную величину разделить пополам и записать;
- 3) на модели нижней челюсти в области моляров наметить линии гребней челюсти через тригоны (далее — за тригоны), начиная с середины с помощью циркуля отметить две точки в дистальной области ретромолярных подушечек;
- 4) юстировать симфизную вилку на V_2 расстояния переходной складки; установить крылья фундаментального уровня с его скосами (срезами) дистально;
- 5) поместить фундаментальный уровень с «носителем инструментов» в верхнюю часть артикулятора;
- 6) модель зафиксировать в цоколе;
- 7) цоколь с моделью поместить в нижнюю часть прибора, артикулятор закрыть пружинными балансирами (механика движения должна быть закрытой);
- 8) после ослабления ручного и рифленого винтов на цоколе поднять теперь движущуюся свободно модель, установить крылья фундаментального уровня в сагитальное положение модели нижней челюсти;
- 9) выровнять связующие точки на фундаментальном уровне. Сагитальную срединную плоскость следует выровнять по вертикали артикулятора. Направить симфизную вилку на середину челюсти в самую глубокую точку переходной складки;

- 10) проконтролировать сагиттальную линию, выровнять ретромолярные координаты билатерально симметрично на высоте крыльев фундаментального уровня;
- 11) закрутить сначала большой ручной винт, а затем малый с рифлением. Ослабить пружинные балансиры, открыть артикулятор, удалить фундаментальный уровень вместе с «носителем инструментов»;
- 12) наложить регистрат прикуса;
- 13) верхнюю модель поставить на цоколь, а затем в артикулятор. Отвернуть ручной и рифленый винты, закрыть артикулятор и при этом поместить модель верхней челюсти в регистрат прикуса;
- 14) навесить пружинные балансиры, закрепить обе модели в регистрате в правильном положении и зафиксировать большим и малым винтами;
- 15) для извлечения индивидуальных ложек и регистрирующего устройства ослабить пружинные балансиры и осторожно открыть верхнюю раму артикулятора;
- 16) контроль расстояния обеих дорсальных связующих границ на ретромолярных подушечках нижней челюсти до положения бугров верхней челюсти. Границы нижней челюсти являются одновременно концами жевательной плоскости, которая должна находиться примерно в 3 мм от бугров верхней челюсти. При необходимости по новым связующим точкам можно очень быстро произвести корректировку позиций моделей в цоколях.

Модели фиксированы в межрамочном пространстве прибора с учетом их пространственной ориентации, и теперь можно начинать настройку прибора. Настройка «Gnatomat» требует специальных знаний, поэтому приводить ее мы не будем.

Без больших издержек благодаря описанному опыту работы с прибором создаются предпосылки, которые позволят существенно улучшить результаты. Попытка схематизации, упрощения никогда не приводит к положительному результату, но знания, полученные на основе практического опыта, могут существенно помочь.

Анализируя артикуляторы «Stratos-200», «Protar», «Bio-Art», «Gnatomat», Хаита, А-6 М. М. Насырова, следует отметить, что для настройки данных аппаратов используют либо среднеанатомические параметры, либо наборы заменяемых вкладышей и сменных суставных насадок, позволяющих приблизить пути движения нижней челюсти к индивидуальным. Однако это не позволяет

воспроизвести точную регистрацию индивидуальных движений нижней челюсти ввиду часто встречающейся асимметрии строения и функции жевательных мышц и височно-нижнечелюстных суставов.

8.2. КОНСТРУКЦИЯ АРТИКУЛЯТОРА АИЧ-1. ПРИНЦИП НАСТРОЙКИ И РАБОТЫ

Исходя из недостатков современных артикуляционных систем, Е. А. Брагин и А. А. Долгалев (1999) разработали индивидуальный артикулятор, способ его настройки и определение положения моделей беззубых челюстей в межрамочном пространстве.

Принцип работы артикулятора индивидуального челюстного (АИЧ-1) основан на стереографическом копировании движений суставных элементов и нижней межрезцовой точки и воспроизведении их в суставных и резцовых элементах артикулятора, заполненных быстротвердеющей пластмассой (рис. 8.27). По сформированным поверхностям движений в суставных и резцовых капсулах артикулятора на гипсовых моделях беззубых челюстей воспроизводят индивидуальные движения нижней челюсти относительно верхней. Для индивидуальной настройки артикулятора выбран наиболее оптимальный, внутриворотовой метод записи движений нижней челюсти относительно верхней.

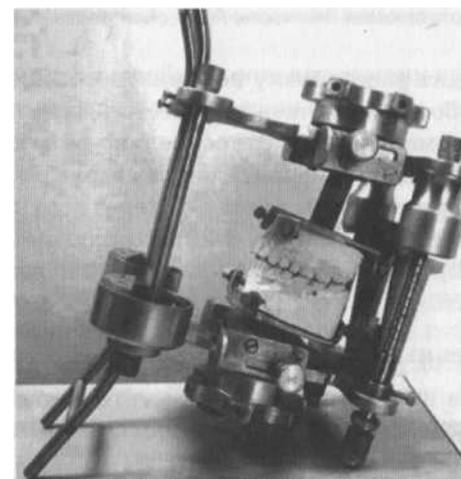


Рис. 8.27. Артикулятор индивидуальный челюстной (АИЧ-1)

Запись осуществляется при помощи воскообразивных валиков на жестких базисах (при полной потере зубов) или при помощи пластмассовых базисов с регистрирующими штифтами для челюстей с сохранившимися зубами. Для этого сначала получают анатомические оттиски с беззубых челюстей пациента.

По гипсовым моделям изготавливают восковые базисы с прикусными валиками и по традиционной методике определяют высоту нижней трети лица и центральное соотношение челюстей. Модели челюстей фиксируют в окклюдаторе (рис. 8.28).

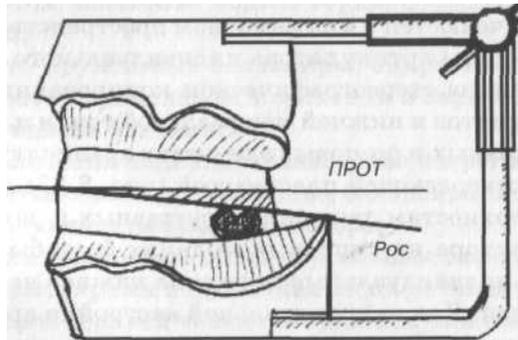


Рис. 8.28. Гипсовые модели беззубых челюстей, зафиксированные в окклюдаторе в положении центрального соотношения:

ПРОТ — протетическая плоскость; *Рос* — окклюзионная плоскость

Далее проводят расстановку верхних и нижних резцов, клыков и седьмых зубов в соответствии с эстетическими и антропометрическими закономерностями относительно окклюзионной плоскости, которая проходит во фронтальном отделе по нижнему краю верхней губы, а в дистальном отделе — через верхнюю треть позадимоллярного треугольника (рис. 8.29). Окклюзионная плоскость как правило не параллельна камперовской горизонтали и не совпадает с протетической.

На искусственных зубах $\frac{7\ 321\ |123\ 7}{7\ 321\ |123\ 7}$ фиксируется высота нижней трети лица в положении центрального соотношения беззубых челюстей. Восковые валики в области отсутствующих зубов $\frac{654\ |456}{654\ |456}$ срезают до базиса и устанавливают ретенционные металлические петли для крепления в дальнейшем воскообразивных вали-

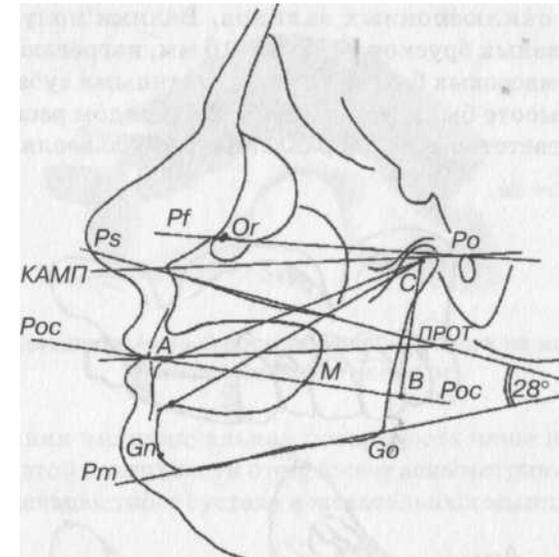


Рис. 8.29. Профильная телерентгенограмма головы пациента с полной потерей зубов:

Pf — франкфуртская горизонталь; *КамП* — камперовская горизонталь; *Or* — orion; *Po* — orion; *Cп* — gnation; *Go* — gonion; *Pт* — основание нижней челюсти; *Ps* — основание верхней челюсти; *Рос* — окклюзионная плоскость; *ПРОТ* — протетическая плоскость; *С* — центр шарнирных движений; *М* — верхняя треть позадимоллярного бугорка; *А* — маркер, соответствующий нижней межрезцовой точке; *СВ* — расстояние от центра шарнирных движений до окклюзионной плоскости

ков. Традиционным способом проводят замену воска на пластмассу. Получают жесткие пластмассовые базисы с пластмассовыми

зубами $\frac{7\ 321\ |123\ 7}{7\ 321\ |123\ 7}$, на которых достигается трехпунктный контакт

по Бонвиллу. В области отсутствующих зубов $\frac{654\ |456}{654\ |456}$ укрепляют

воскообразивные валики. Материал для изготовления валиков готовят следующим образом: для получения 500 г готового материала берут 100 г парафина, 10 г пчелиного воска, 15 г канифоли и нагревают в металлической емкости до плавления, добавляют 0,4 г мятного масла, 0,1 г жирорастворимого красителя. Затем при постоянном помешивании вводят 364,5 г мелкодисперсного абразива, обработанного водным раствором оксиэтилированного децилового спирта, имеющего в молекуле 10 оксиэтиленовых звеньев. Полученную массу при температуре 45 °С разливают в силиконовые

формы для окклюзионных валиков. Валики получают в виде подковообразных брусков 10—12х8—10 мм, нагревают и укрепляют на пластмассовых базисах с искусственными зубами так, чтобы они по высоте были больше на 1-2 мм рядом расположенных зубов и соответствовали направлению межальвеолярных линий (рис. 8.30).

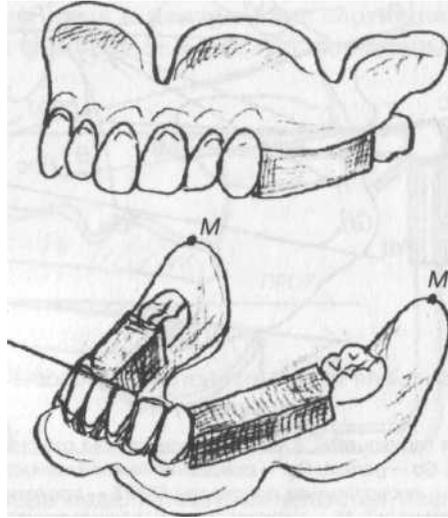


Рис. 8.30. Воскообразивные валики на жестких базисах:

A — межрезцовая точка; *M* — верхняя треть позадиомолярного треугольника

Пациенту шлифуют окклюзионные валики в сагитальном и трансверзальном направлениях, в результате чего формируются индивидуальные окклюзионные кривые Шпее и Уилсона, соответствующие сагитальным, трансверзальным суставным и резцовым углам движений нижней челюсти, с учетом индивидуального перекрытия резцов (рис. 8.31).

Во время шлифования возможна коррекция искусственных зубов без снижения межальвеолярной высоты. Фиксация высоты нижней трети лица в положении центральной окклюзии осуществляется на искусственных зубах. Таким образом, формирование индивидуальных окклюзионных кривых осуществляется в динамической взаимосвязи с сагитальными, трансверзальными резцовыми и суставными углами путей скольжения нижней челюсти, с учетом резцового перекрытия. Полученная путем при-

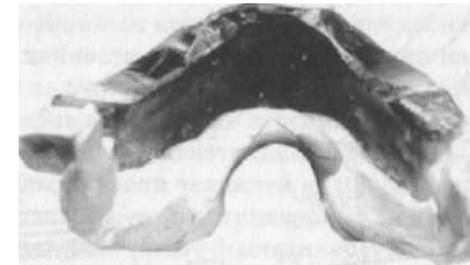


Рис. 8.31. Пришлифованный воскообразивный валик на жестком базисе нижней беззубой челюсти

шлифования индивидуальная поверхность чаще несимметричная. Форма этой поверхности отображает асимметрию строения височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц левой и правой сторон.

В связи с конструктивной особенностью АИЧ-1 возможно масштабное копирование движений головок нижней челюсти в суставных элементах артикулятора, что позволяет избежать сложной манипуляции индивидуальной ориентации моделей челюстей в межрамочном пространстве артикулятора. Таким образом, возможно любое положение моделей челюстей относительно центра шарнирных движений, так как первичным является внутривисочное оформление окклюзионных поверхностей прикусных валиков, а затем — формирование по ним путей скольжения в суставных и резцовых элементах артикулятора. Модели челюстей с шлифованными воскообразивными окклюзионными валиками на акриловых базисах устанавливают в межрамочном пространстве артикулятора.

При сложных клинических условиях для определения индивидуального положения моделей в межрамочном пространстве артикулятора относительно центра шарнирных движений проводят профильную телерентгенографию головы пациента (рис. 8.32, а).

На профильной телерентгенограмме измеряют расстояние от центра шарнирных движений (точка *C*) до маркера, соответствующего межрезцовой точке *A*, и до точки *B* — кратчайшее расстояние от точки *C* до окклюзионной плоскости. Определяя индивидуальные значения отрезков *CB, AB, AC* (рис. 8.32, б), ориентируют модели челюстей в межрамочном пространстве артикулятора относительно центра шарнирных движений.

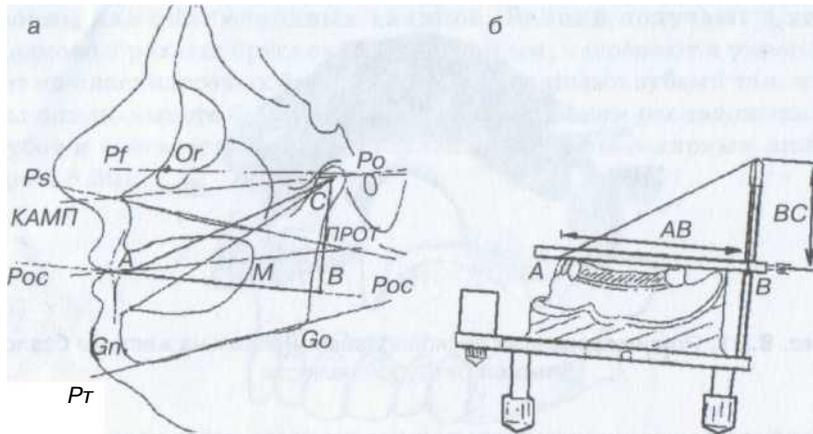


Рис. 8.32. Пространственная ориентация модели на нижней раме артикулятора АИЧ-1 (б) в соответствии с индивидуальными параметрами, полученными на основании профильной телерентгенограммы (а)

Затем в межрамочном пространстве устанавливают градуированную площадку на суставных стержнях (рис. 8.33) в соответствии с параметром ВС.

Модель нижней челюсти устанавливают в фиксирующем устройстве так, чтобы нижняя межрезцовая точка соответствовала точке А отрезка АВ на площадке. Модель устанавливают по продольным делениям площадки симметрично отрезку АВ.

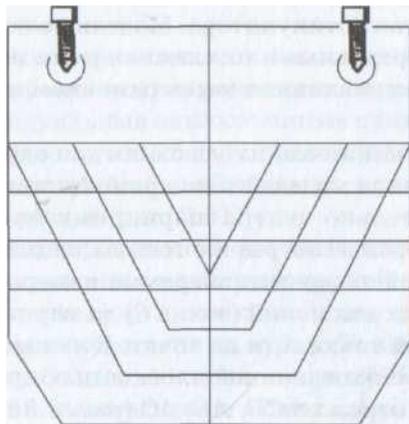


Рис. 8.33. Градуированная межрамочная площадка

Конструирование искусственных зубных рядов по индивидуальным окклюзионным кривым позволяет добиться большой функциональной ценности протезов при лечении пациентов с полной потерей зубов за счет функционального соответствия искусственных зубных рядов асимметрии строения и функции височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц.

Зафиксировав модели челюстей на площадках рам артикулятора, проводят настройку артикулятора. Для этого суставные и резцовые элементы наполняют быстротвердеющей пластмассой и совершают движения верхней модели относительно нижней, обусловленные сформированными ранее окклюзионными кривыми (рис. 8.34).



Рис. 8.34. Резцовые капсулы артикулятора АИЧ-1, сформированные из быстротвердеющей пластмассы

После затвердения пластмассы в капсулах суставных и резцовых элементов проводят расстановку зубов верхней челюсти по нижнему воскообразному валику. Это позволяет учесть индивидуальный угол наклона окклюзионной поверхности каждого зуба, который формирует сагиттальную и трансверзальные окклюзионные кривые (Шпее и Уилсона). Данная манипуляция должна сопровождаться постоянным контролем множественного смыкания искусственных зубов в динамике. При сагиттальных (протрузионных) движениях необходимо создавать трехpunktный контакт по Бонвиллу. Для этого при расстановке зубов выполняют угол сагиттального пути последнего моляра (дистальный участок кривой Шпее), равнозначный углу резцового сагиттального пути.

При боковых движениях нижней челюсти необходимо создавать сбалансированную окклюзию, т. е. на рабочей стороне искусственные зубы контактируют с одноименными буграми, а на балансирующей — с разноименными, что предупреждает опрокидывание протезов. Боковая окклюзия на рабочей стороне может сопровождаться контактами одноименных бугров боковых зубов (групповой направляющей функцией), а на балансирующей стороне контакт достигается разноименными буграми.

При каждом варианте положения моделей челюстей амплитуда путей скольжения, сформированных в быстротвердеющей пластмассе, будет различной, но соответствующей данной пространственной ориентации моделей.

Наиболее актуально и эффективно применение АИЧ-1 при конструировании зубных рядов съемных протезов при полной потере зубов. Сложность данной нозологии обусловлена отсутствием единого мнения о топографии ориентиров в полости рта и на лице, позволяющих индивидуально воспроизвести окклюзионные кривые в межальвеолярном пространстве, определить выраженность окклюзионных кривых, глубину резцового перекрытия, степень асимметрии зубных рядов. Известно, что все эти факторы имеют первостепенное значение при создании сбалансированной функциональной окклюзии. Не соблюдение данных правил конструирования зубных рядов приводит к сбрасыванию протезов во время функции, травмированию слизистой оболочки протезного ложа, атрофии альвеолярных отростков, нарушению эстетических норм, расстройству функции височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц.

Схема последовательности клиничко-лабораторных этапов конструирования искусственных зубных рядов при полной потере зубов в AffУ-1 (цифры обозначают клинические этапы, буквы — лабораторные):

1. Получение анатомических оттисков с беззубых челюстей пациентов.
- А. Изготовление восковых базисов с прикусными валиками.
2. Определение центрального соотношения челюстей, высоты нижней трети лица и антропометрических ориентиров, выбор формы и цвета искусственных зубов.
- Б. Изготовление жестких базисов с воскообразивными валиками и искусственными зубами.
3. Формирование индивидуальных окклюзионных кривых и коррекция глубины резцового перекрытия в полости рта.

Получение функциональных оттисков под жевательным давлением.

- В. Подготовка, настройка артикулятора АИЧ-1, фиксация гипсовых моделей беззубых челюстей в межрамочном пространстве, индивидуальная расстановка искусственных зубов.
4. Проверка восковых конструкций съемных пластиночных протезов в полости рта пациента.
- Г. Полимеризация базисов, шлифовка, полировка съемных пластиночных протезов.
5. Припасовка и наложение протезов в полости рта.
6. Контрольные осмотры в период адаптации к протезам, коррекция базиса протеза.

Распространенная в нашей стране методика конструирования зубных рядов по Гизи—Васильеву позволяет добиться достаточной жевательной эффективности лишь при благоприятных условиях протезирования. Гораздо чаще встречаются более сложные клинические ситуации, характеризующиеся резкой или полной атрофией альвеолярных отростков, асимметрией строения и функции височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц. В случаях, когда сложно получить даже хорошую фиксацию протеза, добиться успеха при протезировании можно, лишь создавая индивидуальные окклюзионные кривые с индивидуальной асимметричностью, которая является отображением строения жевательных мышц и височно-нижнечелюстного сустава. Применение индивидуального артикулятора в совокупности с внутриворотным методом записи индивидуальных окклюзионных кривых позволяет решать эти сложные клинические задачи.

8.3. МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ ДВИЖЕНИЙ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Для регистрации индивидуальных движений нижней челюсти предложены внутри- и внеротовые методы. Основоположником внеротовой записи суставных и резцовых путей, осуществляемой при помощи лицевых дуг, является Гизи. Использование лицевой дуги в настройке большинства современных артикуляционных систем («Protar», «Stratos-200», «Bio-Art»), предполагающих возможность расположения моделей челюстей в межрамочном пространстве в соответствии с индивидуальными параметрами, регистрацию углов сагиттальных, трансверзальных суставных и резцовых путей движения нижней челюсти (рис. 8.35).

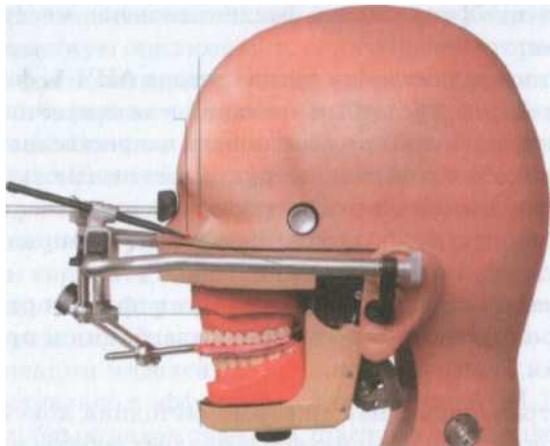


Рис. 8.35. Лицевая дуга для регистрации движений нижней челюсти установлена на фантоме головы

В настоящее время некоторыми зарубежными фирмами разработаны компьютерные системы регистрации движений нижней челюсти, которые быстро и точно определяют индивидуальные параметры настройки артикулятора и безошибочно переносят эти данные в настраиваемый артикулятор. Диагностические приборы, оснащенные компьютером, дают более точные представления о комплексности движений нижней челюсти (например, компьютерная система «ARCUS digma» фирмы KaVo для артикулятора «Protar»).

Ориентиром для определения положения суставных головок является наружный слуховой проход и произвольные кожные точки, соответствующие оси шарнирных движений. Однако определение положения моделей челюстей в пространстве артикулятора с помощью лицевых дуг чревато рядом погрешностей, так как наружный слуховой проход, выбранный в качестве ориентира, не является осью шарнирных движений и находится на некотором расстоянии от головки нижней челюсти, индивидуальном у каждого человека. Погрешности могут быть обусловлены толщиной межокклюзионного отпечатка, служащего для фиксации в нем модели верхней челюсти. Невозможность объективно контролировать симметричность метчиков лицевой дуги, соответствующих осям шарнирных движений, также является предпосылкой к ошибке в расположении моделей челюстей в межрамочном пространстве.

Основоположником внутриротового метода регистрации движений нижней челюсти является Кристенсен. Метод внутриротовой записи движений нижней челюсти отображает часто встречающуюся асимметрию строения височно-нижнечелюстного сустава и жевательных мышц правой и левой сторон. При настройке индивидуального артикулятора «Gnatomat», разработанного фирмой Ivoclar (Германия), предусматривается запись суставных путей путем регистрации величины феномена Кристенсена при боковых и передней окклюзиях.

Для внутриротовой регистрации движений нижней челюсти А. Gerber (1971), R. Marxkors (1981) предложен метод записи функциограмм, основанный на определении готического угла внутриротовым способом (рис. 8.36).

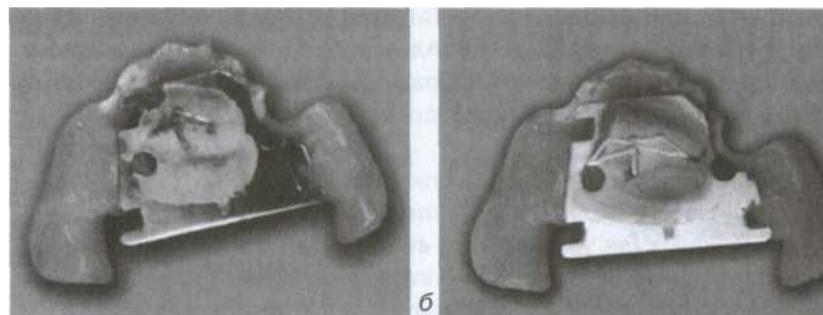


Рис. 8.36. Запись движений нижней челюсти на регистрационной пластине функциографа при различных амплитудах сагиттальных и трансверсальных перемещений

Предложены различные модификации аппаратов для графической регистрации движений нижней челюсти. Для воспроизведения угла наклона суставного пути артикулятор должен иметь трехмерную регулировку. Такая регулировка позволит максимально приблизиться к индивидуальным особенностям строения височно-нижнечелюстного сустава, но усложнит конструкцию прибора.

8.4. КОНСТРУИРОВАНИЕ ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБНЫХ РЯДОВ ПО ИНДИВИДУАЛЬНЫМ ОККЛЮЗИОННЫМ КРИВЫМ

Методика получения индивидуальных окклюзионных кривых, предложенная Г. А. Эфроном (1929), заключается в припасовыва-

нии восковых прикусных валиков с формированием на них сагиттальной и трансверзальных кривых с учетом феномена Кристенсена. А. Я. Катц и З. П. Гельфанд (1937) в своей методике получения индивидуальных окклюзионных кривых заменили восковые валики на стенсовые.

Сторонники методики получения индивидуальных окклюзионных кривых основным достоинством ее считают использование жевательного аппарата в качестве естественного артикулятора.

Окклюзионные кривые, полученные путем шлифования воско-корундовых валиков, определяются как фигурные поверхности с произвольными переходами кривизны от одного участка к другому (рис. 8.37). Отдельные элементы, характеризующие сферические формы строения жевательного аппарата человека, были отмечены еще в 1890 г. анатомом Spee. Создателем сферической теории артикуляции является Monson (1918), а ее сторонником Christensen (1902), который считал, что окклюзионные поверхности зубов и скат суставного бугорка находятся на параллельных

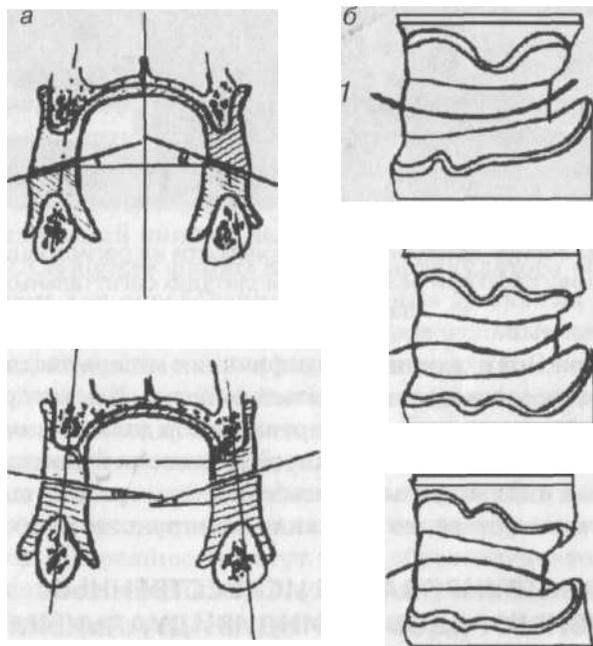


Рис. 8.37. Типы сагиттальных и трансверзальных окклюзионных кривых:

а — трансверзальные окклюзионные кривые; б — сагиттальные окклюзионные кривые; 1 — монсоновская кривая; 2 — кривая Плюраше, 3 — антимоносоновская кривая

кривых. Физико-математическое обоснование сферической теории дал Eisfeld (1957) — контактирующие поверхности, перемещающиеся по отношению друг к другу в пространстве с тремя измерениями, для достижения множественного контакта должны иметь сферическую форму. Из этого следует, что окклюзионные контакты нижнего и верхнего зубных рядов должны быть частями общей шаровидной поверхности. Если этого нет, то при различных сдвигах нижней челюсти могут возникать точечные контакты, которые окажутся травматическими пунктами окклюзии.

А. Плюраше (1937) утверждал, что наибольшая устойчивость протеза может быть получена при постановке искусственных зубов — премоляров и первых моляров по так называемой антимоносоновской кривой, а вторых моляров — по монсоновской кривой. При такой постановке и при применении безбугровых зубов передача жевательного давления через пищевой комок на протез осуществляется таким образом, что равнодействующая сила устраняет возможность опрокидывания протеза в щечном направлении. Предлагаемая форма кривой вошла в литературу под названием кривой Плюраше.

Конструирование искусственных зубных рядов по индивидуальным окклюзионным кривым по методике Гельфанда—Катца дает возможность проводить расстановку искусственных зубов по типу прямого прикуса с минимальным резцовым перекрытием, так как при наличии более глубокого перекрытия искусственных передних зубов появляется разобщение зубов в боковых отделах, не принятое в расчет при шлифовании воскообразных валиков.

Анализируя особенности стираемости жевательных искусственных зубов в протезах, сконструированных с минимальным перекрытием во фронтальном участке или по типу прямого прикуса, установлено (Н. М. Кожухарь, 1989), что данный тип расстановки способствует генерализованному стиранию искусственных зубов, возникновению «привычных окклюзии», изменению взаимоотношений элементов височно-нижнечелюстного сустава. Это проявляется признаками ущемления суставных дисков у 50 % больных и выявляется на томограммах височно-нижнечелюстного сустава.

На форму и уровень расположения индивидуальных окклюзионных кривых (Ю. К. Едемский, 1990; В. А. Хватова, 1996) оказывает влияние первоначальная ориентация двух притирающихся поверхностей. Поэтому важное практическое значение имеет определение уровня расположения окклюзионной плоскости и дру-

гих ориентиров, используемых при конструировании искусственных зубных рядов.

8.5. ОРИЕНТИРЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ ПРИ КОНСТРУИРОВАНИИ ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБНЫХ РЯДОВ

В настоящее время общепринятым ориентиром при расстановке искусственных зубов в съемных пластиночных протезах является протетическая плоскость. Некоторые авторы используют как синонимы «протетической плоскости» термины «окклюзионная плоскость» (Э. Я. Варес), «горизонтальная плоскость» (М. Е. Васильев), «жевательная плоскость» (В. Ю. Курляндский). Это понятие играет первостепенную роль в формировании в межальвеолярном пространстве эстетически и функционально обусловленного уровня расстановки искусственных зубов. Оптимальное определение уровня расположения окклюзионной плоскости имеет большое значение с точки зрения статики протезов (рис. 8.38).

Считается, что окклюзионная плоскость у пациентов с полной потерей зубов проходит от нижнего края верхней губы параллельно камперовской горизонтали. Однако многие исследователи под-

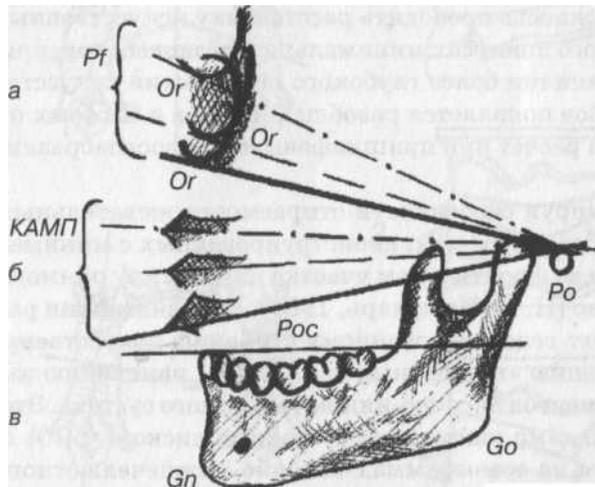


Рис. 8.38. Вариации взаиморасположения франкфуртской, камперовской горизонтали и окклюзионной плоскости:

а — типы расположения франкфуртской горизонтали (Pf); б — типы расположения камперовской горизонтали (КАМП); в — окклюзионная плоскость (Рос)

вергают сомнению возможность использования усредненных ориентиров при конструировании искусственных зубных рядов.

Работы У. Тей Саун (1970), G. A. Lammie (1956), F. W. Craddock (1962), Н. И. Ларина (1964), J. H. Wormley (1968), S. Friedman (1969) доказали вариабельность расположения протетической плоскости и частое ее несоответствие камперовской горизонтали. В целях выявления уровня расположения протетической плоскости в области боковых зубов В. Н. Трезубовым (1973), А. А. Долгалевым (2000), У. Н. Jsmail и J. F. Bowman (1968) были проведены телерентгенографические исследования профилей лиц с интактными зубными рядами и установлено, что задний край этой плоскости заканчивается на уровне верхней трети нижнечелюстных бугорков.

Результаты изучения профильной телерентгенограммы (рис. 8.39) характеризуют уровень расположения окклюзионной плоскости относительно центра шарнирных движений: CB — 36 мм, AB — 90 мм, AC — 100 мм. Угол между окклюзионной и протетической плоскостью, равный углу $Рос/КАМП$, равен -4° . Окклюзионная плоскость расположена между альвеолярным отростком верхней челюсти и протетической плоскостью, угол нижней челюсти Pm/Pr равен 130° . В качестве ориентира при конструировании искусственных зубных рядов следует использовать окклюзионную

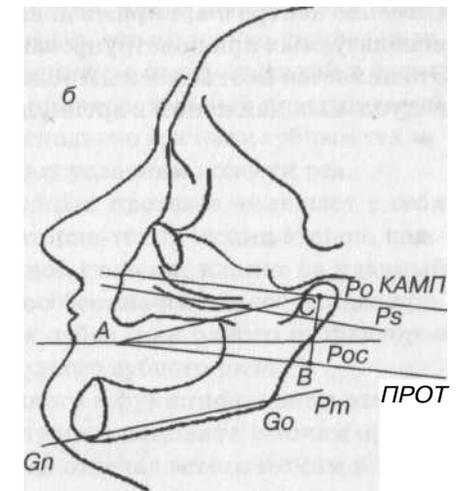
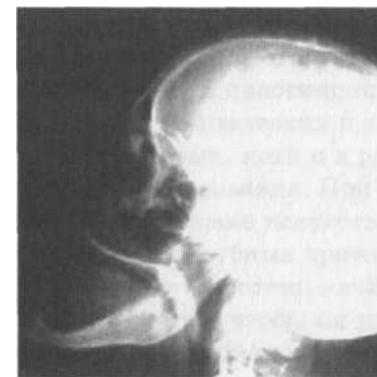
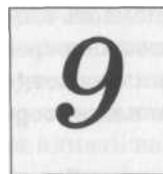


Рис. 8.39. Профильная телерентгенограмма головы пациентки с полной потерей зубов верхней и нижней челюстей

плоскость, проходящую через нижний край верхней губы и верхнюю треть позадиомолярного треугольника. Определение уровня расположения окклюзионной плоскости в межальвеолярном пространстве без применения профильной телерентгенограммы головы предполагает использовать средние значения угла между окклюзионной и протетической плоскостями ($Poc/ПРОТ = 5-7^\circ$). Для пространственной ориентации челюстей в межрамочном пространстве артикулятора также целесообразно использовать индивидуальные параметры отрезков AB , BC , AC , полученных при изучении профильных телерентгенограмм головы, или их средние значения ($AB = 93$ мм, $BC = 35$ мм, $AC = 100$ мм).

Таким образом, на основании изучения профильных телерентгенограмм головы пациентов с интактными зубными рядами и физиологическими видами прикуса, а также с полной и частичной потерей зубов было доказано, что функциональным и эстетическим ориентиром при расстановке искусственных зубов является окклюзионная плоскость, не параллельная камперовской горизонтали. При полной потере зубов плоскость, проходящая через нижний край верхней губы и верхнюю треть позадиомолярного треугольника, соответствует окклюзионной и делит межчелюстной угол (Ps/Pm) в соотношении 27:73. Профильная телерентгенограмма головы позволяет определять пространственное положение моделей челюстей в межрамочном пространстве артикулятора относительно центра шарнирных движений и топографию ориентиров, используемых при конструировании искусственных зубных рядов. Это является неотъемлемым условием для воспроизведения индивидуальных движений в артикуляторе.



Постановка зубов при конструировании протезов полного зубного ряда

9.1. ФУНКЦИОНАЛЬНЫЕ АСПЕКТЫ ПОСТАНОВКИ ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБОВ

Протезирование больных с полным отсутствием зубов относится к самым благородным, но зачастую самым трудным задачам в работе стоматолога-ортопеда. Неудачи в протезировании таких больных отмечаются довольно часто. Кажущиеся относительно неплохими результаты лечения и небольшой процент жалоб связаны с тем, что многие пациенты смиряются с неудовлетворительным восстановлением функции зубочелюстной системы как с неизбежным злом, обусловленным возрастом, и полагают, что ни на что лучшее надеяться нечего. При этом желание пациента иметь хороший в функциональном отношении и внешне привлекательный пластиночный протез оправданно и может быть исполнено врачом и зубным техником с помощью методов, адекватных условиям полости рта.

Технология пластиночных зубных протезов включает в себя целый ряд клинических и лабораторно-технических этапов, каждый из которых, хотя и в различной степени, влияет на удачный исход протезирования. При этом особое значение необходимо придавать постановке искусственных зубов, как одного из факторов стабилизации зубных протезов полного зубного ряда.

От зубного протеза, качественного в функциональном отношении, требуется, чтобы он удовлетворял пациента с точки зрения фиксации и стабилизации, а также отвечал эстетическим и фонетическим требованиям. Наряду с этим протез должен выполнять профилактическую функцию по отношению к тканям протезного ложа и протезного поля в целом.

Протезное ложе относится к протезному полю, как часть к целому, т. е. *протезное ложе* — ткани, с которыми протез непосредственно контактирует, а *протезное поле* — все ткани челюстно-лицевой области, входящие в зону непосредственного или опосредованного действия протеза.

При протезировании больного с полным отсутствием зубов сохранение костной ткани челюстей является сложной медико-технической проблемой. Считается, что костная ткань челюсти не восстанавливается в тех объемах и структуре, которые имелись сразу после утраты зубов, даже при наличии адекватного воздействия базиса протеза. Компенсаторно-приспособительная реакция (в смысле восполнения утраченных костных структур челюстей) если и существует, то в такой степени, что ею можно пренебречь, тогда как проявления атрофии достаточно выражены и зависят от степени нагруженности или адекватности распределения жевательной нагрузки. Одним из явных признаков выраженной атрофии костных структур челюстей является болтающийся альвеолярный гребень как результат преобразования альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей в соединительную ткань. Следовательно, для сохранения твердых тканей челюстей надо учитывать, как минимум, два фактора:

- 1) соответствие макро- и микрорельефа протезного ложа и рельефа базиса протеза, обращенного к слизистой оболочке, а также возможно большая его площадь;
- 2) расположение и взаимоотношение искусственных зубных рядов как фактор нормализации нагрузки и стабилизации протеза.

Повторение макро- и микрорельефа слизистой оболочки полости рта, расчет и дозировка нагрузки при получении слепка, обоснованное расширение границ протеза уменьшают величину жевательного давления на единицу площади. Все эти и многие другие меры, которые будут описаны ниже, способствуют сохранению опорных тканей под базисами съемных протезов, обеспечивая хорошую фиксацию протезов полного зубного ряда.

Несколько сложнее проблема стабилизации протезов, и здесь на первый план выходит методика оптимальной постановки зубов. Оптимальность постановки искусственных зубов заключается не в копировании анатомических особенностей естественного зубного ряда, а в строгом расчете взаимодействия сил нейрокостно-мышечного аппарата челюсти и инородного тела — протеза, удерживае-

мого за счет физико-механических взаимосвязей в полости рта. Взаимоотношения зубных рядов должны строиться из расчета получения максимального количества точечных контактов на всем протяжении искусственных зубных рядов. Артикуляция не должна влиять на положение протеза на челюсти, т. е. врачу необходимо добиться сбалансированного артикуляционного взаимоотношения зубных рядов во время функции.

Сбалансированное взаимоотношение — состояние, когда при смещении зубных рядов относительно друг друга регистрируются множественные точечные контакты на протяжении всего зубного ряда.

При перемещении нижней челюсти вперед в дополнение к контактам боковых зубов желательны контакты передней группы зубов, хотя в некоторых клинических случаях этого добиться невозможно.

Большинство ученых считают, что сбалансированные артикуляционные взаимоотношения представляют собой самую благоприятную форму равномерного распределения жевательной нагрузки на мягкие и твердые ткани челюсти. Создание сбалансированного артикуляционного взаимоотношения возможно только в том случае, когда форма жевательной поверхности искусственных зубов соответствует функциональным характеристикам височно-нижнечелюстного сочленения. Немаловажную роль в этом процессе играет и выработанный стереотип жевательных движений.

Влияние височно-нижнечелюстного сустава на движение нижней челюсти наглядно проявляется при феномене Кристенсена, т. е. при отсутствии перекрытия нижних резцов верхними суставной путь создает разобщение в области жевательной группы зубов (рис. 9.1).

Сагиттальный суставной путь — путь, проделываемый суставной головкой нижней челюсти при ее смещении вперед и вниз по скату суставного бугорка.

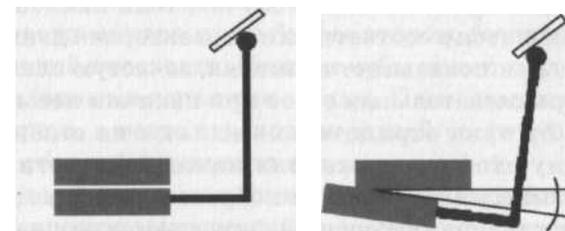


Рис. 9.1. Воздействие суставного пути на взаимоотношение зубных рядов (схематическое изображение феномена Кристенсена)

Величина угла сагиттального суставного пути индивидуальна, зависит от выраженности ската суставного бугорка и по отношению к окклюзионной плоскости составляет от 20 до 45°.

Очевидно, что феномен Кристенсена в случае использования съемных конструкций протезов полного зубного ряда не способствует повышению фиксации и стабилизации, так как искусственные зубы передают жевательное давление на базис протеза, который не имеет жесткого крепления на челюсти и любые односторонние или одиночные нагрузки смещают протез, что приводит к его немедленному смещению.

Сбалансированные артикуляционные взаимоотношения (при различных движениях наблюдаются контакты во всех отделах зубного ряда) можно получить лишь в том случае, когда комплекс суставных движений компенсируется соответствующим формированием контактов жевательных поверхностей. Для этого существуют различные формы искусственных зубов и методы их постановки (рис. 9.2).

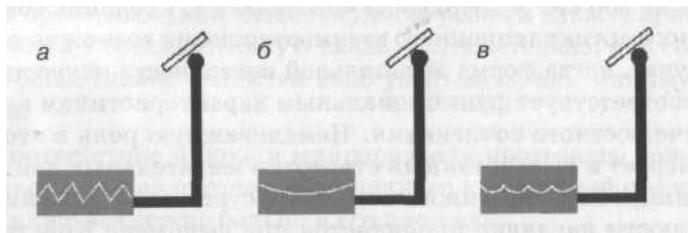


Рис. 9.2. Методы оптимизации движения головки сустава нижней челюсти:

а — с помощью угла ската бугров жевательных зубов; б — с помощью формирования протетической плоскости по сферической поверхности; в — с помощью минисегмента в каждой отдельной жевательной поверхности

Постановка зубов может обеспечить сбалансированные артикуляционные взаимоотношения в случае, если наклон каждого ската бугра находится в соответствии с траекторией движения головки сустава. Как показывает практика, зачастую слишком выраженные бугры жевательных зубов при наличии невыраженного суставного бугорка отрицательно влияют на стабилизацию протеза, потому что при движениях нижней челюсти они превращаются в помеху и способствуют образованию участков перегрузки, препятствующих хорошей фиксации в результате смещения базиса протеза. Учеными всего мира изучаются и предлагаются различные методы постановки искусственных зубов.

9.2. ПОСТАНОВКА ЗУБОВ ПО ГИЗИ

В основу самой распространенной, так называемой анатомической постановки зубов по Гизи, положено конструирование зубных рядов соответственно горизонтальной окклюзионной плоскости или плоскости ориентации. Применение данной постановки зубов показано: при ортогнатическом соотношении зубных рядов, при незначительной степени атрофии альвеолярных отростков и благоприятных межчелюстных соотношениях, при возможности легко определить центральное соотношение челюстей, при преобладании вертикальных движений нижней челюсти, что определяется особенностями строения височно-нижнечелюстного сустава (глубокая суставная впадина и удлинненный суставной отросток на томограмме).

Известно несколько вариантов, или модификаций, анатомической постановки зубов по Гизи.

Согласно первому варианту, все искусственные зубы верхней челюсти устанавливаются в пределах протетической плоскости параллельно носоушной линии (линия Кампера), проходящей на 2 мм ниже края верхней губы.

С целью увеличения стабилизации протеза нижней челюсти Гизи была предложена вторая, так называемая ступенчатая постановка. Она заключалась в том, что с учетом искривления альвеолярного отростка нижней челюсти в сагиттальном направлении изменяли наклон нижних жевательных зубов, располагая каждый из них параллельно плоскости соответствующих участков челюсти.

Третья модификация постановки искусственных зубов по Гизи заключается в установлении боковых зубов по так называемой уравнивательной плоскости. Эта плоскость является средней величиной по отношению к горизонтальной и к плоскости альвеолярного отростка. Особенности этой постановки состоят в следующем: первый премоляр касается плоскости только щечным бугром, остальные бугры первого моляра и все бугры второго моляра не касаются уравнивательной плоскости. Нижние зубы ставят в плотном контакте с поставленными верхними зубами. Поскольку клыки находятся на повороте, в месте перехода передней части зубной дуги в боковые, их ставят без контакта с антагонистами.

Известна еще одна модификация постановки боковых зубов по Гизи, названная им методом нижнечелюстного бугорка. В данном варианте используют внутривисочные ориентиры, которые являются более стабильными во времени, чем наружный ориентир —

линия Кампера, так как известна большая вариабельность положения крыльев носа и наружного слухового прохода. По данной методике ориентировочная плоскость устанавливается от линии бугров клыков параллельно носоушной линии, проходящей на 2 мм ниже края верхней губы к вершинам альвеолярных бугорков нижней челюсти. По определенной таким образом плоскости ориентации производят постановку премоляров и первого моляра. Второй моляр ставят по уравнивательной плоскости.

9.3. ПОСТАНОВКА ЗУБОВ ПО ВАСИЛЬЕВУ

У нас до недавнего времени широко использовали постановку искусственных зубов, разработанную М. Е. Васильевым, впоследствии названная *постановка по стеклу*. Суть этого способа заключается в замене протетической плоскости окклюзионного валика поверхностью стекла, укрепляемого на модели нижней челюсти, которое, просвечиваясь, дает возможность контролировать постановку зубов под разным углом зрения. При постановке искусственных зубов на восковом базисе при любых соотношениях беззубых челюстей обращают внимание на следующие моменты.

1. Взаимоотношения осей искусственных зубов с вершиной альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей.
2. Взаимоотношения осей искусственных зубов между собой и по отношению к горизонтальной плоскости или плоскости стекла (рис. 9.3).
3. Взаимоотношения режущих краев и жевательных поверхностей искусственных зубов с горизонтальной плоскостью (столлик Васильева).
4. Соотношение шеек искусственных зубов между собой.
5. Положение искусственных зубов в зубной дуге.
6. Соотношение искусственных зубов с зубами-антагонистами.

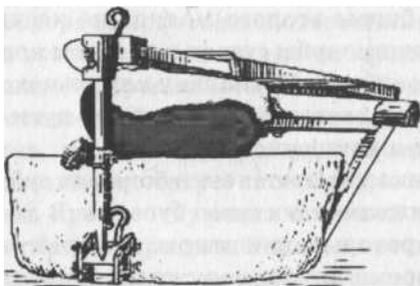


Рис. 9.3.
Гипсовый столик Васильева в артикуляторе

Взаимоотношения осей искусственных зубов с вершиной альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей

Искусственные зубы располагаются на вершине альвеолярного гребня и повторяют его наклон (рис. 9.4). Нужно следить за тем, чтобы ось каждого зуба совпадала с межальвеолярной линией, пересекающей вершины альвеолярного гребня и альвеолярной части обеих челюстей.

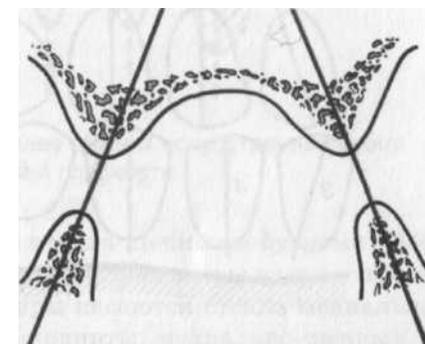


Рис. 9.4. Наклон межальвеолярных линий

Это условие обеспечивает устойчивость протезов во время функции, так как жевательное давление по оси зуба передается на середину альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей.

Взаимоотношения осей искусственных зубов между собой и по отношению к горизонтальной плоскости

Центральный резец, боковой резец и клык верхней челюсти ставят под углом 5-10° к косметическому центру и между собой (рис. 9.5).

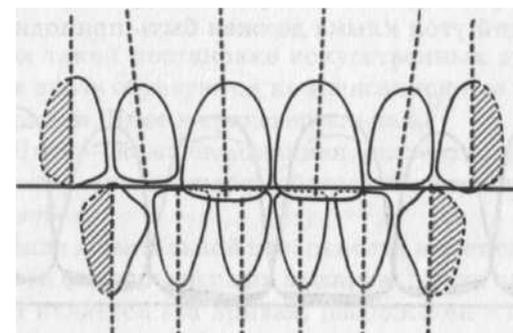


Рис. 9.5. Наклон осей искусственных зубов в переднем отделе челюстей

Первые и вторые премоляры стоят параллельно и перпендикулярно к протетической плоскости (стеклу). Первые и вторые моляры своей осью наклонены к косметическому центру. Первые и вторые нижние резцы стоят параллельно между собой. Клыки своей осью наклонены к косметическому центру (см. рис. 9.5). Нижние моляры также наклонены в сторону косметического центра (рис. 9.6).

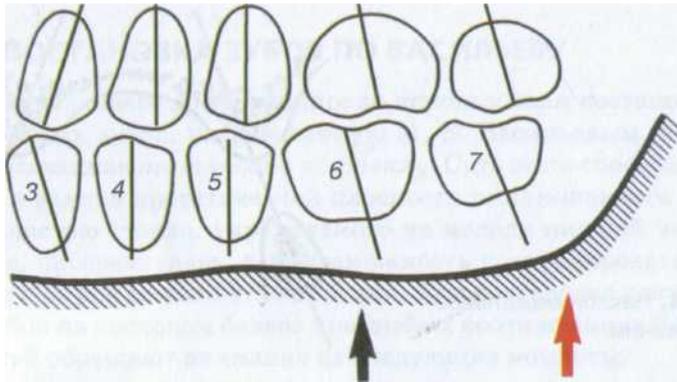


Рис. 9.6. Наклон осей искусственных зубов в боковом отделе челюстей

Взаимоотношения режущих краев и жевательных плоскостей искусственных зубов с горизонтальной плоскостью

Режущий край центральных резцов касается стекла. Режущий край боковых резцов приподнят над стеклом на 0,5 мм. Клыки касаются стекла своими рвущими углами (рис. 9.7).

Режущие края нижних центральных резцов стоят на одной прямой. Рвущий угол клыка должен быть приподнят на 0,5 мм (рис. 9.8).

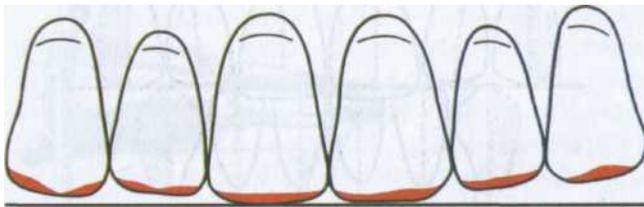


Рис. 9.7. Отношение режущих краев верхних искусственных зубов к протетической плоскости

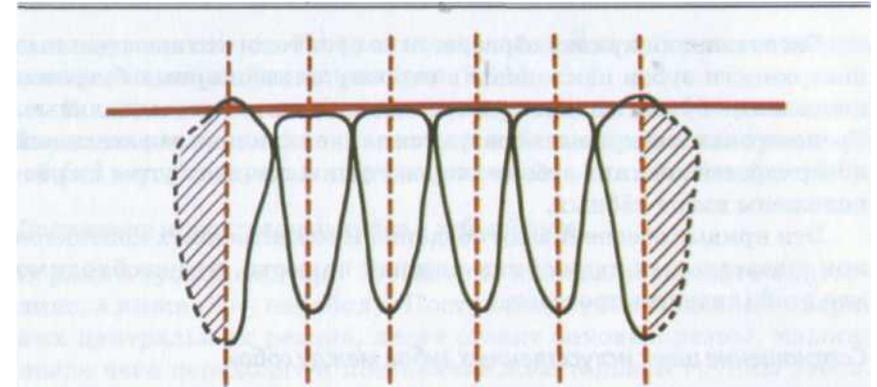


Рис. 9.8. Отношение режущих краев нижних искусственных зубов к протетической плоскости

Первые премоляры касаются стекла щечными буграми. Нёбные бугры приподняты на 1 мм. Вторые премоляры касаются стекла обоими буграми. Первые моляры касаются стекла медиально-нёбными буграми, остальные приподняты: медиально-щечный — на 0,5 мм, дистально-щечный — на 1,5 мм, дистально-нёбный — на 1 мм (рис. 9.9).

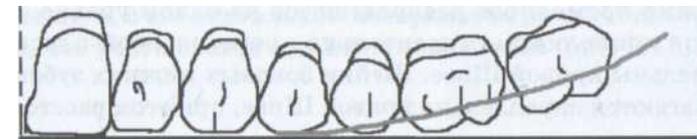


Рис. 9.9. Отношение режущих краев нижних искусственных зубов к протетической плоскости (кривая Шпее)

Благодаря такой постановке искусственных зубов в области жевательных зубов образуются компенсационные кривые: сагитальная — **кривая Шпее** и трансверзальная.

Кривая Шпее — компенсационная, окклюзионная кривая, созданная за счет разновысотности бугров жевательных поверхностей верхних зубов.

Искривление жевательной поверхности имеет самую глубокую точку в области фиссуры первых моляров. Центр окружности, частью которой является эта кривая, расположен в центре орбиты. Принято считать, что чем больше резцовое перекрытие, тем резче выражена кривая.

Сагиттальная кривая образуется за счет того, что жевательные поверхности зубов наклонены в сторону альвеолярных бугров и дистальные бугры моляров расположены выше, чем медиальные. Трансверзальные кривые образуются за счет наклона жевательных поверхностей верхних зубов в сторону щек и щечные бугры их расположены выше нёбных.

Эти кривые обеспечивают создание множественных контактов при жевательных движениях нижней челюсти, что необходимо для стабилизации протезов.

Соотношение шеек искусственных зубов между собой

Шейки центральных резцов и клыков находятся на одном уровне. Шейки боковых резцов чуть ниже ($\approx 0,5$ мм) (рис. 9.10).

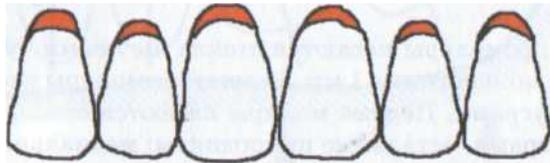


Рис. 9.10. Соотношение шеек верхних передних искусственных зубов

Шейки премоляров располагаются на одном уровне. Шейки моляров приподняты относительно протетической плоскости и параллельны кривой Шпее. Шейки боковых нижних зубов также располагаются параллельно кривой Шпее, при этом расстояние до

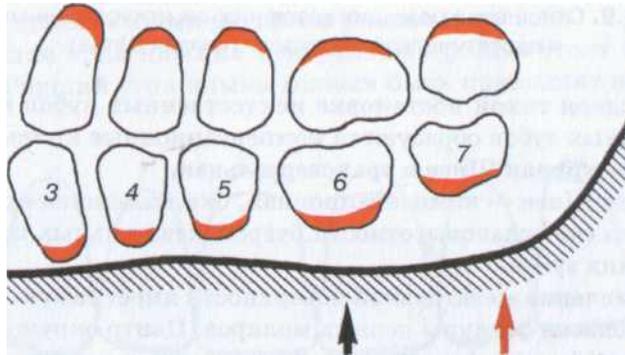


Рис. 9.11. Расположение шеек искусственных зубов в боковом отделе челюстей

стекла уменьшается. Из фронтальных нижних зубов самое низкое расположение шейки клыка (рис. 9.11).

В зависимости от величины искусственных зубов у нижнего бокового резца положение шейки зуба выше шейки клыка на $\cdot 0,5-1$ мм; у центрального резца еще выше — на $\sim 1-2$ мм (рис. 9.8).

Положение искусственных зубов в зубной дуге

Верхний зубной ряд при постановке должен образовать полуэллипс, а нижний — параболу. Постановку зубов начинают с верхних центральных резцов, далее ставят боковые резцы, клыки, после чего переходят к постановке жевательной группы зубов. Группу боковых зубов лучше поставить с одной, а затем с другой стороны. Симметричность постановки верхних фронтальных зубов можно проверить с помощью циркуля. Ножку циркуля устанавливают по сагиттальной линии позади линии «А» и проводят дугу по режущим краям зубов. При правильной постановке верхних фронтальных зубов режущие края образуют полукруг. Жевательные зубы устанавливают соответственно разметке модели так, чтобы их фиссуры стояли на одной прямой. Наклон осей жевательной группы зубов должен соответствовать наклону межальвеолярных линий.

Клык относится к группе фронтальных зубов и расположен на повороте дуги, с его дистальной поверхности начинается боковой участок, что учитывается при постановке зубов (рис. 9.12).

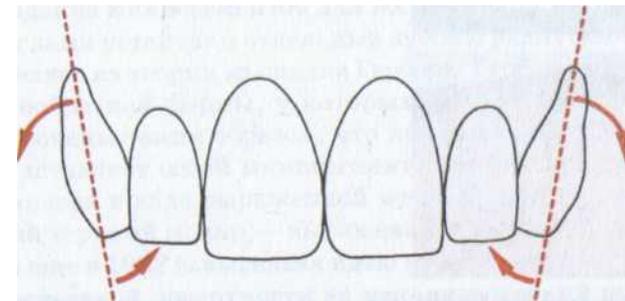


Рис. 9.12. Положение верхнего клыка в зубной дуге

Соотношение искусственных зубов с зубами-антагонистами

При постановке фронтальных зубов необходимо создать просвет в $0,5-1$ мм, который называется функциональным разбегом. Его

можно создать за счет самой постановки или за счет сошлифывания режущих краев. Верхние фронтальные зубы устанавливаются так, чтобы их вестибулярные поверхности могли служить опорой для верхней губы, а для нижней губы — вестибулярные поверхности нижних фронтальных зубов (рис. 9.13).

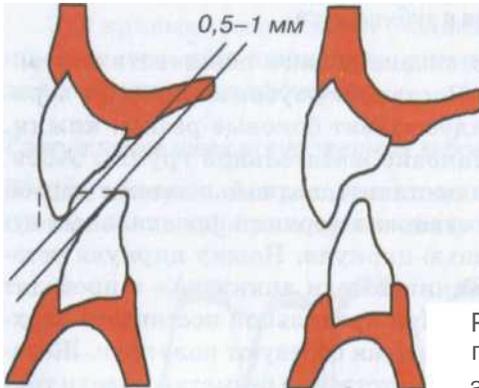


Рис. 9.13. Положение передней группы зубов относительно их антагонистов

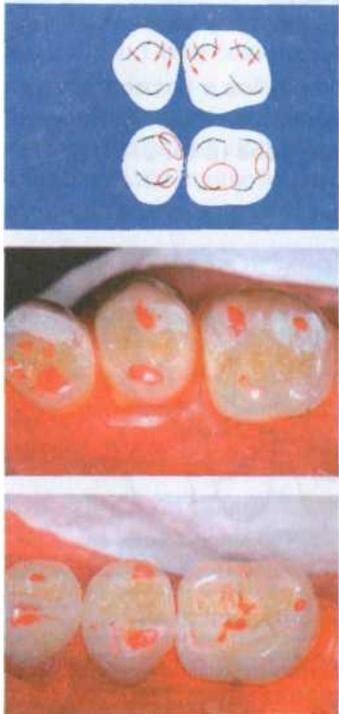


Рис. 9.14. Определение чрезмерных контактов при избирательном пришлифовывании зубов

Функциональным разбегом считается просвет размером 0,5–1 мм между нёбной поверхностью верхних фронтальных и вестибулярной поверхностью нижних фронтальных зубов.

По окончании постановки верхней группы зубов переходят к протезированию нижних, начиная со вторых премоляров, так как они легко встают между первым и вторым премолярами верхней челюсти. Далее устанавливают моляры одной стороны, затем другой и в последнюю очередь ставят фронтальную группу зубов. При этом на боковых участках зубного ряда добиваются множественного контакта жевательных поверхностей. После окончательной моделировки воскового базиса необходимо провести их пришлифовывание в вертикальном направлении с помощью артикуляционной бумаги путем легкого постукивания верхней рамы окклюдатора. Отпечатки контактов на нижних зубах сошлифовывают (рис. 9.14).

Окончательное пришлифовывание зубов при боковых движениях производят в полости рта при наложении протезов, добиваясь множественных контактов. Процедура пришлифовывания искусственных зубов имеет важное значение для стабилизации протезов.

9.4. ПОСТАНОВКА ЗУБОВ ПО ГЕРБЕРУ, ШРЕДЕРУ

Сегментообразное оформление каждой отдельной жевательной поверхности — это принцип постановки, который предусматривает создание минисегментов для жевательной группы с различными углами установки отдельных зубов и радиусами сегментов, основываясь на теории мышелка Гербера. Гербер разработал зубы кондилообразной формы, у которых жевательные поверхности сформированы таким образом, что каждая пара зубов-антагонистов представляет собой минисегмент, где фиссура нижнего зуба представлена в виде выраженной жевательной канавки, а одноименный верхний моляр — выраженным нёбным бугром.

Фер еще в 1922 г. высказал идею перейти от естественной формы жевательной поверхности на механистический принцип формирования жевательной поверхности искусственных зубов и представил свою идею в виде «ступки и пестика». По мнению автора, жевательные поверхности нижних зубов имели форму головки спички, а жевательные поверхности верхних были сформированы канавками. Форма таких искусственных зубов не получила широкого распространения.

Шредер в 1939 г. рекомендовал вышлифовывать искусственные зубы канавками.

Из трех перечисленных выше методов для получения сбалансированного окклюзионного взаимоотношения больше всего подходит принцип минисегмента — Гербера. Жевательная поверхность искусственного зуба, с одной стороны, должна обеспечить правильное взаиморасположение челюстей по отношению друг к другу, а с другой — не создавать смещающих нагрузок для базиса протеза. Особенно это касается пластиночного протеза беззубой нижней челюсти.

На основе этого сформулированы основные требования, которые необходимо соблюдать при конструировании зубных рядов. Они состоят в следующем:

- следует сохранить мягкие и твердые ткани челюстей;
- следует обеспечить стабилизацию протеза, используя оптимальный метод постановки зубов, и нормализацию их контактных взаимоотношений;
- зубные ряды следует устанавливать в положении центральной окклюзии без предконтактов и обеспечивать небольшое и равномерное давление базиса протеза на опорные ткани с множественными межзубными контактами одинаковой силы. Кусание не должно приводить к смещению протеза;
- при достижении сбалансированного артикуляционного взаимоотношения необходимо добиваться по возможности наиболее равномерного нагружения альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей. Это означает, что при любых функциональных движениях нижней челюсти зубные ряды на всем протяжении сохраняют равномерные контакты. Если на рабочей стороне создаются опрокидывающие моменты, то они должны компенсироваться с помощью контактов на балансирующей стороне.

Точно сформированные в артикуляторе сбалансированные окклюзионно-артикуляционные взаимоотношения будут функциональны в полости рта только в том случае, если будет правильно определено соотношение челюстей.

9.4.1. Особенности формы искусственных зубов по Герберу

Искусственные зубы, предложенные Гербером, обладают рядом специфических критериев, которые отличают их от естественных

зубов. Эти особенности вносят существенный вклад в улучшение стабилизации протезов полного зубного ряда, обеспечивая в определенной степени равномерную нагрузку слизистой оболочки и костной ткани протезного ложа. Образно сравнивая положение и движения головки сустава в суставной впадине с принципом «ступки и пестика», Гербер перенес эту связь формы и функции височно-нижнечелюстного сустава на жевательные поверхности искусственных боковых зубов (рис. 9.15).

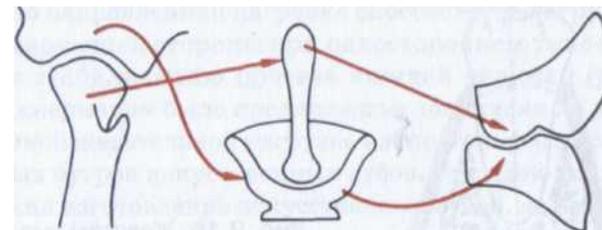


Рис. 9.15. Теория мышелка по Герберу — схема принципа «ступки и пестика» с височно-нижнечелюстного сустава на боковые зубы

Жевательные группы зубов верхней челюсти имеют четко сформированные нёбные бугры. Зубы нижней челюсти характеризует «выраженная жевательная канавка-минисегмент».

Во время функции в суставе движется мышелок («пестик»), а суставная впадина («ступка») неподвижно располагается на черепе, в то время как условия функционирования искусственных зубов являются как раз противоположными. «Ступка» (жевательная канавка) движется вместе с нижней челюстью под неподвижным «пестиком» (палатинальным бугорком в верхнечелюстном протезе). Если принять во внимание, что протез верхней челюсти, обладая большей площадью, в подавляющем числе случаев более устойчив, чем протез нижней челюсти, то вполне логично, что при давлении «пестика» на «ступку» удельное жевательное давление будет выше в области протезного ложа нижней челюсти. В интактном зубном ряду, как правило, вершины альвеолярных гребней находятся друг против друга. Естественные зубы располагаются по межальвеолярной соединительной линии таким образом, что нижние боковые зубы находятся несколько оральнее по отношению к верхним. Жевательные силы, возникающие при фиссурно-бугорковом контакте, направлены в разные стороны и физиологичны только в естественном жевательном аппарате (рис. 9.16).

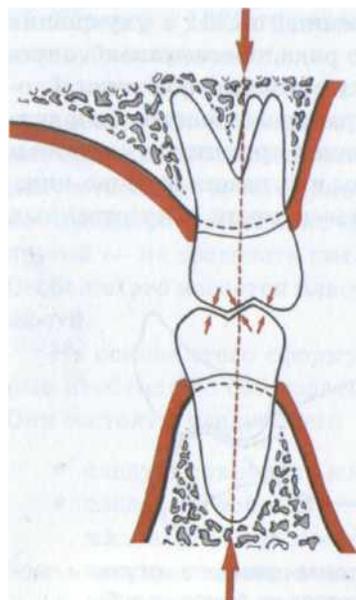


Рис. 9.16. Жевательные силы при фиссурно-бугорковом контакте направлены в разные стороны

Известен способ постановки искусственных зубов, копирующий расположение естественных, так называемая постановка по биогенному типу. Но такое окклюзионное взаимоотношение зубных рядов резко ухудшает стабилизацию съемных протезов и в большинстве случаев невозможно из-за различия степени атрофии верхней и нижней челюстей, где межальвеолярные линии крайне редко проходят вертикально-параллельно (рис. 9.17).

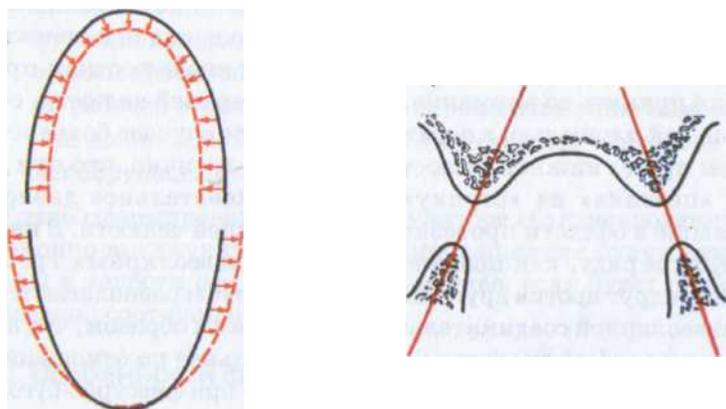


Рис. 9.17. Расположение межальвеолярных линий

Процесс атрофии верхней и нижней челюстей приводит к тому, что межальвеолярные соединительные линии у беззубых пациентов уже больше не проходят параллельно. Следовательно, при постановке зубов следует избегать жевательных сил, действующих щечно по отношению к вершине альвеолярной части, поскольку они смещают протез с челюсти, ухудшая его стабилизацию.

При применении зубов по Герберу палатинальные бугры и жевательные канавки, а следовательно, и жевательная нагрузка заметно смещены лингвально. По этой причине возникающая лингвально направленная нагрузка способствует нагружению нефункционирующей стороны при одностороннем типе жевания и повышает стабилизацию протеза нижней челюсти (рис. 9.18).

Еще Аккерманом было предложено в дополнение к лингвально направленной жевательной нагрузке избирательное шлифование щечных бугров искусственных зубов. Эту идею развил Гербер и предложил изготовление искусственных зубов, не имеющих кон-

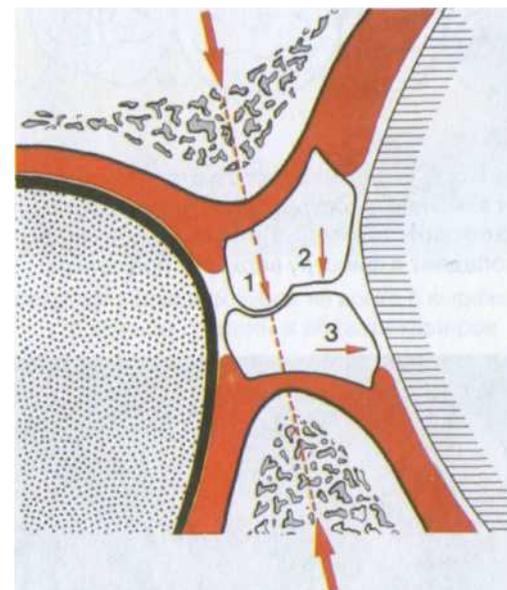


Рис. 9.18. Специфические особенности формы искусственных зубов, предложенные Гербером:

1 — функциональные элементы — верхние небные бугры и нижние фиссуры — смещены от середины зуба язычно к средней линии протеза; 2 — в области щечных бугров контакты должны отсутствовать, снижая возможность образования нежелательных контактов; 3 — ярко выраженный экватор зубов предотвращает прикусывание щеки

тактов в области щечных бугров жевательной группы, чем обеспечил, дополнительно к лингвальному нагружению, разгрузку искусственного зубного ряда с щечной стороны и тем самым еще больше способствовал фиксации и стабилизации пластиночных протезов (рис. 9.19 и 9.20). Улучшение фиксации и стабилизации при такой форме жевательных поверхностей соответствует принципам механики и наблюдается в положении окклюзии и в артикуляции.

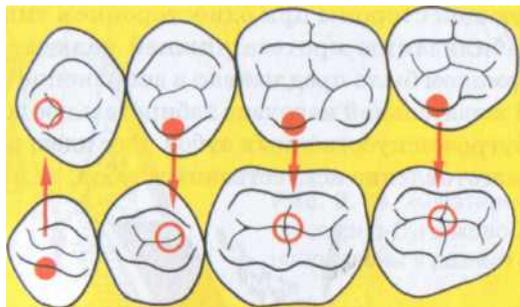


Рис. 9.19. У второго премоляра и первого и второго моляров верхние небные бугры заходят в нижние фиссуры. Для первого премоляра этот принцип действует наоборот: щечный бугор нижнего первого премоляра попадает в фиссуру верхнего премоляра



Рис. 9.20. Продольный разрез через жевательную группу искусственных зубов

Необходимое уменьшение площади жевательной поверхности также соответствует основному правилу — жевательные поверхности должны быть всегда уже, чем зона в области вершины альвеолярной части и альвеолярного гребня. Область для оптимальной стабильной постановки зубов вне вершины альвеолярных гребней невелика — она составляет около 2-3 мм в щечно-язычном направлении. При неблагоприятных условиях протезного ложа (атрофия) рекомендуется разгрузить щечную сторону альвеолярной части и гребня с помощью дополнительного поворота наружу верхних коренных зубов во время постановки (рис. 9.21 и 9.22).

При постановке боковых зубов следует помнить о том, что артикулятор дает возможность оценить ситуацию со стороны полости рта. Посмотреть с дистальной стороны артикулятора достаточно,



Рис. 9.21. Постановка боковых зубов на воске с выраженной разгрузкой с щечной стороны в области моляров



Рис. 9.22. Постановка боковых зубов на воске. Вид с оральной стороны

чтобы проверить, попадают ли нёбные бугры верхних зубов равномерно в фиссуры нижних зубов (и наоборот, у первых премоляров щечный бугор нижнего — в фиссуру верхнего) — см. рис. 9.22.

В случаях значительного несоответствия размеров дуг верхней и нижней челюстей (маленькая верхняя челюсть при большой нижней) невозможно избежать постановки зубов в латерально расположенном перекрестном прикусе.

Таким образом, нёбные бугры второго верхнего премоляра, первого и второго моляров контактируют с фиссурами нижнего зубного ряда. Для первых премоляров принцип действия обратный, т. е. смещенный лингвально щечный бугор первого премоляра нижней челюсти входит в фиссуру одноименного премоляра верхней челюсти.

Искусственные зубы, предложенные Гербером, обладают еще одной особенностью формы. В интактном зубном ряду зубы щечными поверхностями (экватором) и частично щечными буграми контактируют со слизистой оболочкой щеки, препятствуя западению мягких тканей, и тем самым определяют внешний вид лица человека. В случае полной утраты зубов обнаруживается западение губ и щек, которое может быть сведено к минимуму в случае хорошо выраженного экватора искусственного зуба. В дополнение ко всему автором уменьшена площадь жевательной поверхности, а ширина каждого искусственного зуба жевательной группы в области экватора несколько увеличена. Выраженный экватор зуба предотвращает прикусывание щеки, которое возможно при отсутствии контакта щечных жевательных поверхностей.

9.4.2. Особенности постановки искусственных зубов по Герберу

Прежде чем приступить к постановке искусственных зубов, требуется зафиксировать модели челюстей в артикуляторе, который позволяет учесть движения нижней челюсти с целью формирования жевательных окклюзионных поверхностей зубных рядов. Для этого есть 2 типа артикуляторов — усредненные и индивидуальные, или частично настраиваемые артикуляторы. На более сложных конструкциях приборов, имитирующих движения челюсти, мы останавливаться не будем. Несколько слов о принципе устройства артикуляторов. В основу построения положено несколько постоянных антропометрических точек и плоскостей, а именно — **протетическая плоскость** (рис. 9.23), образованная резцовой точкой и двумя дистально-щечными буграми нижних вторых моляров

или серединой ретромолярного треугольника у беззубых больных, и **камперовская горизонталь**, образованная точками *subnasion* и точками *tragus*, расположенными у основания козелка уха.

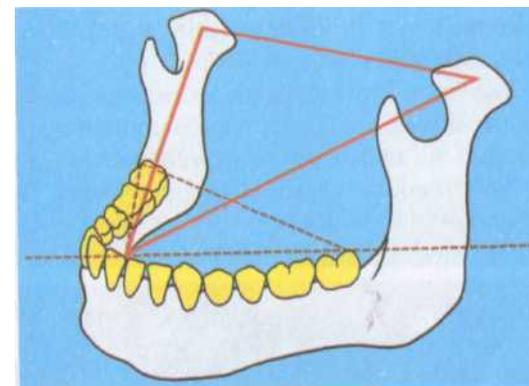


Рис. 9.23. Исходные анатомические точки, которые положены в основу принципа построения усредненного артикулятора: *сплошные линии* — треугольник Бонвилла, *пунктирные линии* — протетическая плоскость

В усредненных артикуляторах верхние и нижние части соответствуют камперовской плоскости и параллельны протетической плоскости, которая имитируется резиновой лентой, натянутой на трех вспомогательных насечках рамы. Резцовая точка по средней линии фиксируется кончиком указателя резцовой точки (рис. 9.24).

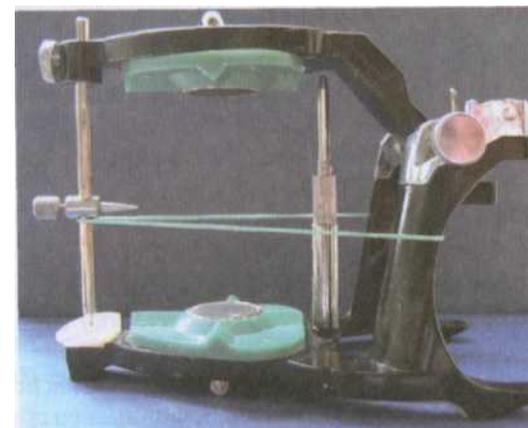


Рис. 9.24. Внешний вид среднеанатомического артикулятора

Расстояние от указателя резцовой точки до шарнирных соединений артикулятора и расстояние между шарнирными соединениями, соответствующими височно-нижнечелюстным суставам, равно 10 см. Эти точки образуют равносторонний треугольник, названный треугольником Бонвилла (рис. 9.23). Угол суставного пути настроен приблизительно на 30° .

Модели челюстей с прикусными валиками могут быть легко установлены в артикулятор. Плоскость соединения восковых валиков должна лежать на протетической плоскости, а кончик указателя резцовой точки соответствовать медиальным углам нижних центральных резцов (рис. 9.25).

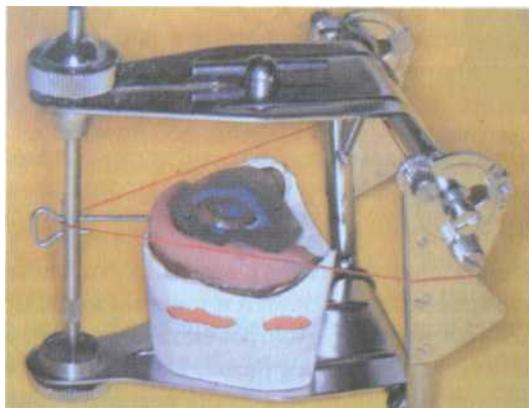


Рис. 9.25. Установка модели нижней челюсти в артикуляторе

Прежде чем приступить к постановке зубов, необходимо провести анализ и разметку рабочей модели. Сначала устанавливаются и намечаются вершины альвеолярного гребня в области клыков и бугров, а далее — точки вершины альвеолярной части в области клыков и середины ретромолярного треугольника.

Эти точки соединяют друг с другом линией, которую переносят на цоколь моделей челюстей с обеих сторон (рис. 9.26 и 9.27). Ориентиры на цоколе модели облегчают постановку зубов на непрозрачном базисном воске.

Существенное влияние на стабилизацию протезов полного зубного ряда оказывает профиль вершины альвеолярного гребня и альвеолярной части челюсти. При равномерной атрофии по Дойникову, встречающейся относительно редко, постановка зубов может быть с



Рис. 9.26. Нанесение ориентиров на цоколе модели спереди



Рис. 9.27. Нанесение ориентиров на цоколе модели с обратной стороны

успехом проведена по Васильеву. Когда мы имеем дело с неравномерной атрофией, преобладающей в области жевательной группы зубов (особенно это касается нижней челюсти с атрофией IV класса по Дойникову), то зубы, расположенные дистальнее самой нижней точки вершины альвеолярной части челюсти, способствуют смещению протеза (принцип устойчивости седла). Стабилизация протезов ухудшается даже при хорошей фиксации. Следовательно, наиболее нагруженный зуб должен размещаться на самом глубоком месте профиля вершины альвеолярного гребня (рис. 9.28).

Поэтому постановке второго моляра не придают особого значения, и в большинстве случаев он не ставится вообще.

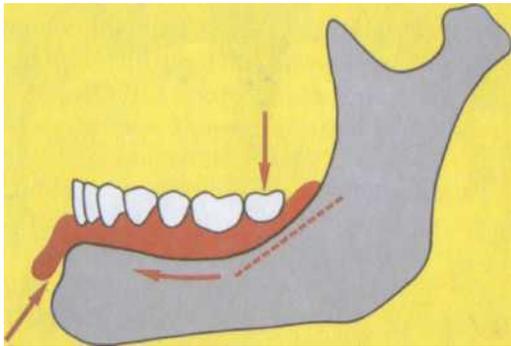


Рис. 9.28. Схема смещения пластиночного протеза на нижней челюсти при IV классе атрофии альвеолярной части костной ткани по Дойникову

Профиль вершины альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей в сагиттальном направлении переносится на цоколь модели с помощью циркуля (рис. 9.29). Самое глубокое место отмечается черным штрихом и является ориентиром для постановки первого моляра. Это место Гербер обозначил как «главный жевательный центр».

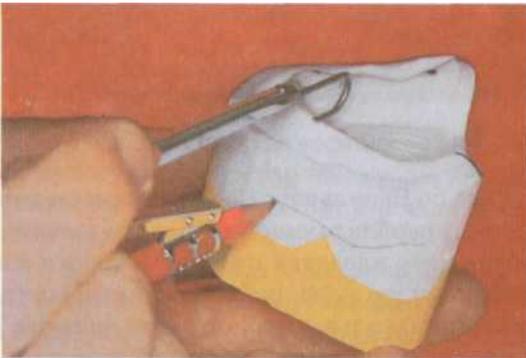


Рис. 9.29. Перенос на цоколь модели анатомических ориентиров из полости рта

Начало поднимающейся части профиля дистально отмечают красным карандашом, что обозначает зону рискованной постановки зубов. В этой области не должно находиться ни одной пары

зубов-антагонистов. Постановку зубов начинают с центральных резцов нижней челюсти, ориентируясь на кончик указателя резцовой точки в артикуляторе (рис. 9.30 и 9.31).

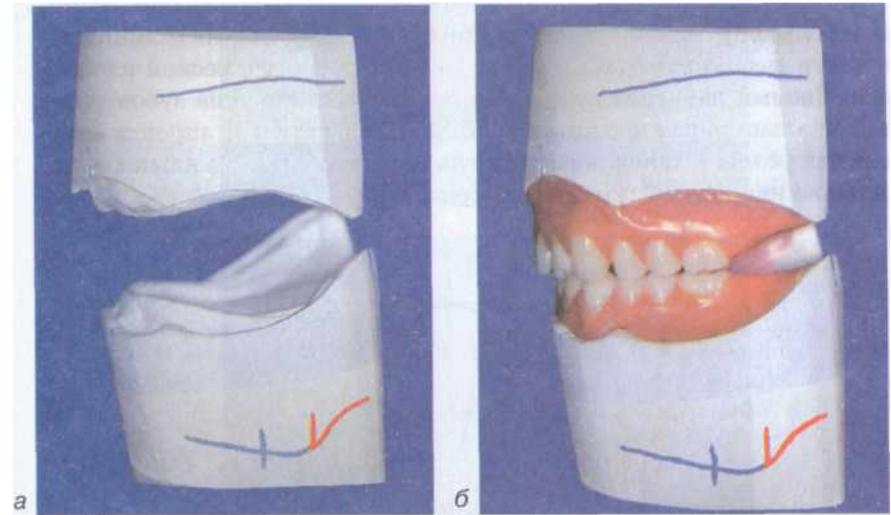


Рис. 9.30. Разметка профиля вершины альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей на цоколе модели (а); постановка зубов согласно нанесенным ориентирам (б)



Рис. 9.31. Кончик указателя резцовой точки в артикуляторе

Затем указатель убирают. Все нижние резцы режущим краем касаются окклюзионной плоскости (рис. 9.32), которая имитируется в артикуляторе резиновой лентой. Верхушки клыков несколько возвышаются над протетической плоскостью, но поскольку искусственные зубы (клыки), изготовленные заводским способом, слишком рельефны, то впоследствии при шлифовании можно произвести сглаживание их вершин до уровня протетической плоскости. Своими лабиальными осями вся передняя группа зубов стоит вертикально-параллельно (рис. 9.32), но относительно апроксимальной оси резцы устанавливаются слегка выступающими, а клыки — несколько наклоненными орально (рис. 9.33).

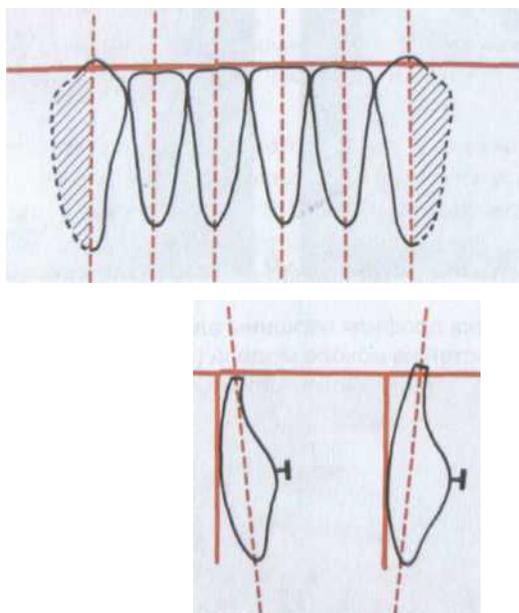


Рис. 9.32. Схема постановки искусственных зубов

По продольной оси клык должен быть повернут дистально настолько, чтобы фронтально была видна только медиальная поверхность зуба (рис. 9.33, б), а дистальная поверхность должна соответствовать ранее нанесенному ориентиру на цоколе модели.

Далее приступают к постановке передней группы зубов верхней челюсти, где ориентиром считается середина *papilla incisiva*. Расстояние от губной поверхности резцов до *papilla incisiva* равно

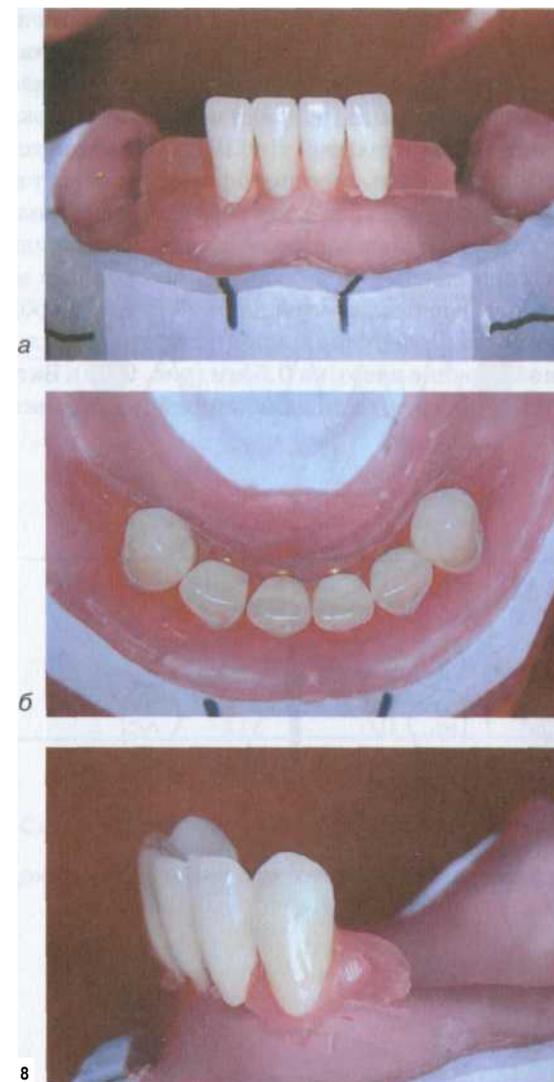


Рис. 9.33. Постановка фронтальных зубов:

а — вид спереди; б — вид сверху; в — вид сбоку

8 ± 1 мм, и в 90 % случаев губная поверхность клыка располагается на удалении 10 ± 1 мм от края первой большой нёбной складки. Верхушки клыков лежат на одной линии, проходящей через *papilla*

inciziva (рис. 9.34). Гербер обосновывает данные ориентиры постоянством размеров и незначительной степенью атрофии в этой области челюсти. Центральные резцы верхней челюсти ставят с некоторым перекрытием нижних, в среднем на 1 мм. Важным моментом при постановке фронтальной группы зубов является то, что оси артикулятора должны быть хорошо зафиксированы от выдвигания и лишь при постановке центральных верхних резцов высвобождаются для контроля контактных взаимоотношений при выдвигании челюсти. То есть при смещении челюсти вперед на 4–5 мм режущий край центральных верхних резцов должен контактировать с режущим краем нижних, а вертикальный штифт артикулятора скользить по опорной тарелке вверх на 0,5 мм (рис. 9.35). Затем оси артикулятора вновь фиксируют для дальнейшей постановки зубов.

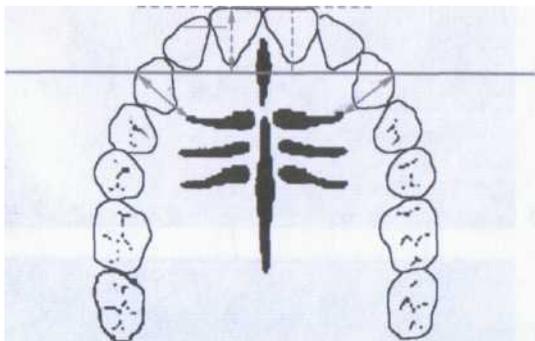


Рис. 9.34. Вершины клыков лежат на одной линии, проходящей через *papillainciziva*

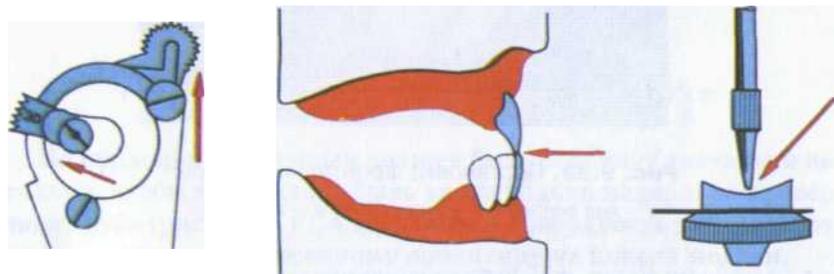


Рис. 9.35. Контроль контактных взаимоотношений челюстей после постановки фронтальных зубов

С эстетической точки зрения очень важно, чтобы пришеечная область клыка была выдвинута несколько кпереди, а режущий край был обращен орально (рис. 9.36 и 9.37 а, б).

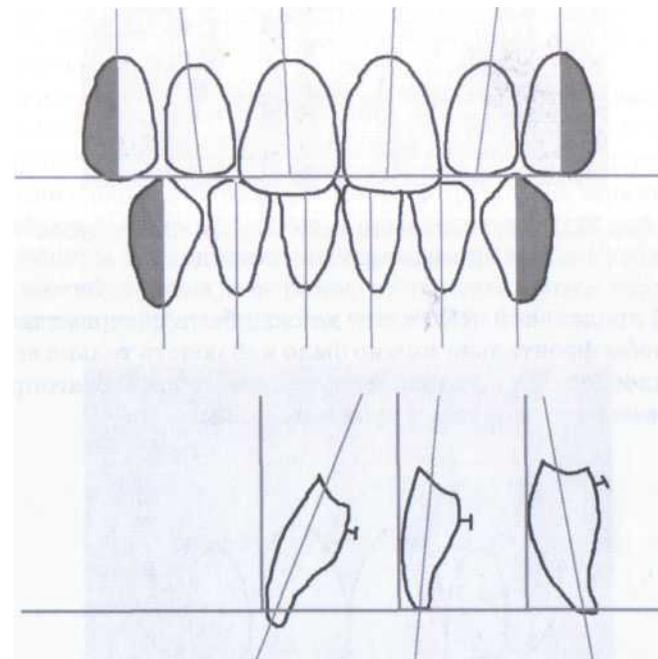


Рис. 9.36. Схема постановки зубов и положения клыка верхней челюсти



Рис. 9.37, а. Постановка фронтальной группы зубов в артикуляторе (вид сбоку)



Рис. 9.37, б. Постановка фронтальной группы зубов в артикуляторе (вид спереди)

Своей продольной осью клык должен быть повернут таким образом, чтобы фронтально можно было наблюдать только его медиальную плоскость, в противном случае создается неблагоприятное впечатление очень большого зуба (рис. 9.38).

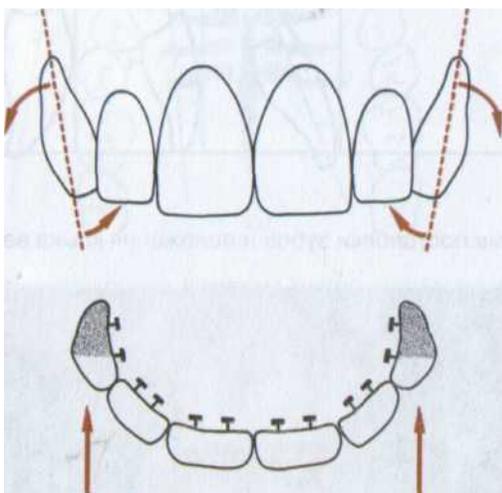


Рис. 9.38. Схема постановки клыков на верхней челюсти

По отношению к протетической плоскости боковые резцы режущим краем касаются ее, в то время как клыки должны располагаться несколько ниже, что может отрицательно сказаться на стабилизации протеза из-за возникновения предконтактов во время функции. Поэтому при шлифовании зубов угол клыка

укорачивают до уровня боковых резцов, имитируя физиологическую стертость.

Постановку жевательной группы зубов следует начинать с нижней челюсти. Сначала временно устанавливают первый премоляр, который располагается своей фиссурой по вершине альвеолярного гребня (ориентиры нанесены на цоколе модели).

По оси зуб располагают строго вертикально. Расположение жевательной поверхности по отношению к протетической плоскости пока никакой роли не играет, так как первый премоляр ставят временно. Для удобства постановки первого премоляра верхней челюсти на зубах-антагонистах наносят проекции осей этих зубов.

Премоляры поставлены правильно, когда вспомогательные линии на вестибулярных поверхностях располагаются вертикально непосредственно друг над другом (рис. 9.39).



Рис. 9.39. Постановка первых премоляров в артикуляторе: вспомогательные линии на вестибулярных поверхностях располагаются вертикально и непосредственно друг под другом

При этом зачастую на нижней челюсти образуется просвет различной величины между клыком и первым премоляром. Впоследствии он ликвидируется за счет коррекции расстановки передней группы зубов. После временной постановки первых премоляров модель верхней челюсти извлекают из артикулятора и вокруг него натягивают резиновую ленту, имитирующую протетическую плоскость. Затем приступают к дальнейшей постановке зубов по их анатомическому расположению. Второй премоляр устанавливают вплотную, строго вертикально по оси зуба, а фиссурой — вдоль сагиттальной оси, расположенной по вершине альвеолярного гребня. Первый и второй премоляры небными и щечными буграми

располагают несколько выше протетической плоскости. При постановке второго премоляра и первого моляра особое внимание необходимо обращать на то, чтобы нёбные и щечные бугры располагались на одном уровне (рис. 9.40).

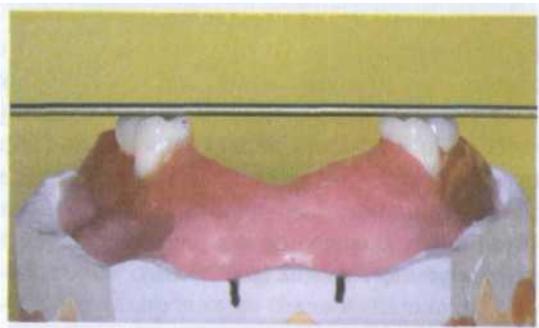


Рис. 9.40. Постановка моляров на нижней челюсти (вид спереди)

Фиссуры моляров располагают вдоль вершины альвеолярного гребня, а нёбные и щечные бугры — на одном уровне, но несколько ниже протетической плоскости (см. рис. 9.41 и 9.42).



Рис. 9.41. Постановка зубов на нижней челюсти (вид сбоку)

Первый моляр, установленный ранее, требует теперь коррекции установки по высоте относительно протетической плоскости, а также расположения его щечной оси перпендикулярно к самой нижней части разметки профиля альвеолярного гребня на цоколе модели (синяя часть разметки) — см. рис. 9.30.

Приступая к постановке второго моляра, сначала следует убедиться, позволяют ли вообще условия полости рта установить их и не станет ли установка седьмого зуба причиной дестабилизации протезов полного зубного ряда. Это вполне реально при несоблюдении правил постановки зубов, а именно при установке второго моляра в зоне рискованной постановки (красная часть разметки на цоколе модели (см. рис. 9.30, а).

В том случае, если производится постановка зубов на челюсти, имеющей равномерную атрофию альвеолярной части, а разметка на модели представляет собой почти прямую синюю линию на цоколе, противопоказаний для установки второго моляра нет (рис. 9.42).

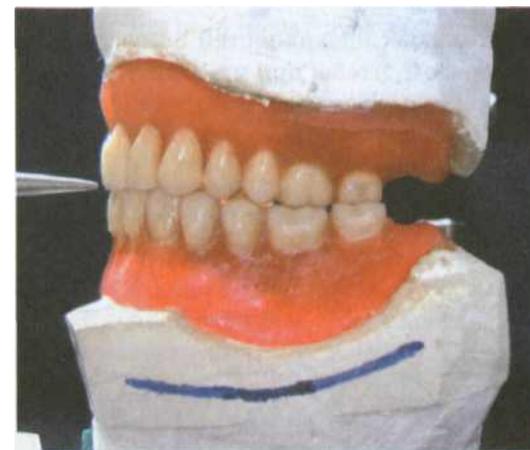


Рис. 9.42. постановка зубов в артикуляторе (вид с вестибулярной стороны)

Если постановка второго моляра возможна, то, согласно кривой Шпее, он должен располагаться своими буграми параллельно этой кривой. Из этого следует, что чем более выражен скат суставного бугорка, тем под большим углом к протетической плоскости должен располагаться второй моляр. Теперь можно удалить резиновую ленту и закрепить ось модели верхней челюсти.

Постановку верхних премоляров осуществляют относительно нижних, причем нёбные бугры верхних премоляров размещают в фиссурах нижних, при этом ориентироваться необходимо, глядя в артикулятор сзади (рис. 9.43).

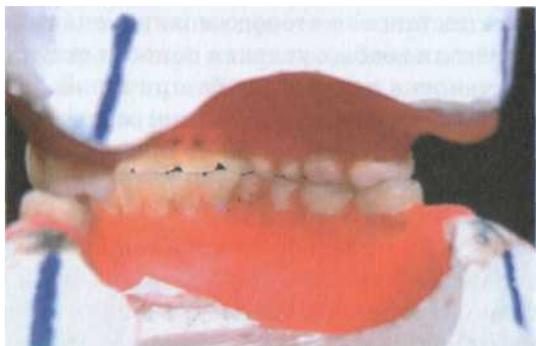


Рис. 9.43. Постановка зубов в артикуляторе (вид с оральной стороны)

Рельеф жевательных поверхностей искусственных зубов формируют таким образом, чтобы при их соприкосновении образовался трехточечный контакт (рис. 9.44).

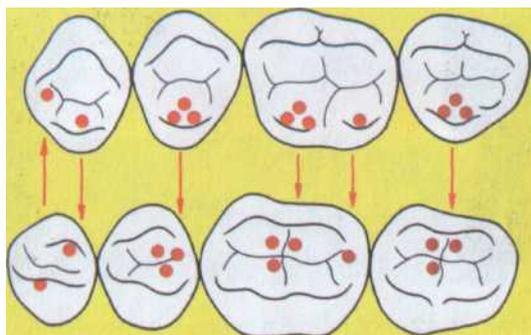


Рис. 9.44. Схема контакта зубов с антагонистами

Взаиморасположение каждой пары зубов-антагонистов должно быть скорректировано индивидуально, пока не будет достигнут возможный трехточечный контакт за счет изменения положения только верхних зубов (рис. 9.45).

Первые премоляры из своей временной постановки переводят в окончательную, для чего жевательные поверхности ориентируют по протетической плоскости, межжосевые соотношения оставляют прежними, а пространство между клыком и премоляром можно компенсировать некоторым изменением профиля дуги фронталь-

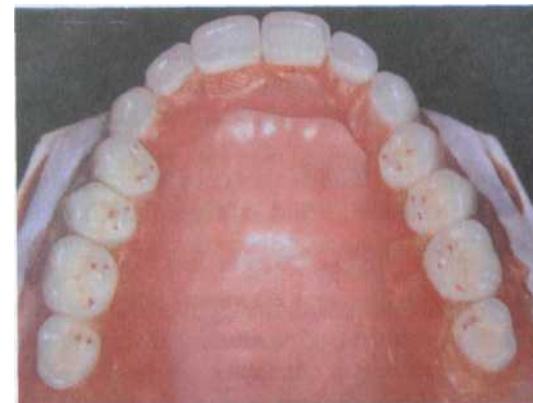


Рис. 9.45. Контактные точки с зубами-антагонистами

ного участка зубов верхней и нижней челюстей. При этом не надо забывать о расположении фиссур вдоль вершины альвеолярной части челюсти согласно разметке на цоколе модели и что нёбные бугры верхних премоляров располагаются вдоль линии разметки на модели верхней челюсти. Чтобы максимально расширить пространство для языка, первый премоляр своим нёбным бугром должен быть максимально повернут дистально, кроме того, зуб можно подшлифовать с нёбной стороны, а оставшееся пространство заполнить базисным материалом (рис. 9.46).

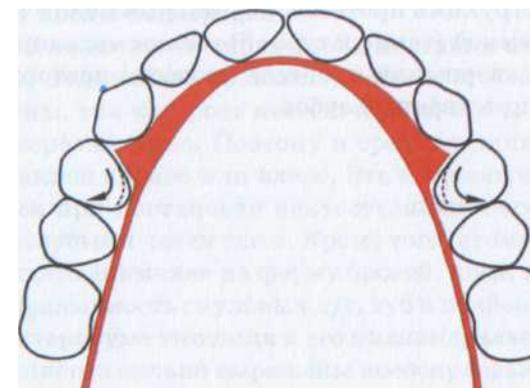


Рис. 9.46. Схема увеличения пространства для языка за счет пришлифовывания и поворота первых моляров

Анатомическая форма жевательной поверхности первого премоляра такова, что в целях оптимальной устойчивости протезов выраженность бугров следует уменьшить сошлифовыванием. Эти манипуляции проводят под контролем боковых окклюзии в артикуляторе.

Второй премоляр устанавливают соответственно нижнему, образуя трехточечный контакт жевательных поверхностей, а небный бугор располагают вдоль вершины альвеолярного гребня (ориентиры на цоколе модели).

Первый моляр своим медиально-небным бугром ложится в фиссуру одноименного нижнего с образованием трехточечного контакта. Дистальный небный бугор образует контакт в области дистального края фиссуры того же первого нижнего моляра. Оси зубов перпендикулярны к протетической плоскости, а небные бугры верхних зубов ориентированы на вершину альвеолярного гребня.

Второй моляр образует трехточечный контакт, опираясь только небными буграми в фиссуру зуба-антагониста. В случаях, когда имеется значительное несоответствие величины дуг верхней и нижней челюстей, постановку второго моляра производят в обратном соотношении, т. е. щечные бугры второго верхнего моляра располагают в фиссуре нижнего одноименного.

По окончании последнего этапа постановки зубов еще раз выверяют окклюзионные взаимоотношения зубных рядов. На протетической поверхности должен наблюдаться трехточечный контакт, который можно получить пришлифовыванием искусственных зубов. После этапа постановки зубов следует этап моделирования восковой конструкции протезов, но при этом надо учитывать возможность объемной (температурной) усадки моделировочного материала и по завершении процесса провести повторное пришлифовывание искусственных зубов.



Эстетические и фонетические аспекты протезирования. Моделирование наружной поверхности базиса

10.1. ЭСТЕТИЧЕСКАЯ ПОСТАНОВКА ЗУБОВ

Общеизвестно, что у каждого человека имеются определенные анатомические особенности строения лица. И если врач-ортопед действительно хочет получить высокие эстетические результаты протезирования, то ему необходимо тщательно изучить особенности строения как зубочелюстной системы, так и лица больного в целом.

Если лицо пациента симметрично, то это необходимо учесть при постановке передних зубов. При этом средняя линия должна проходить между медиально-апроксимальными поверхностями центральных резцов.

Средняя линия — это воображаемая линия, проходящая через середину лба, носа и подбородка.

Среднюю линию легче определить, поставив пациента перед собой. Но как показывает практика, чаще всего лица пациентов несимметричны, так как рост костей черепа, в том числе и лица, происходит неравномерно. Поэтому и средняя линия чаще имеет некоторый наклон вправо или влево. Эта асимметрия лица должна отражаться при постановке искусственных передних зубов у пациента с беззубыми челюстями. Кроме того, стоматолог-ортопед должен обращать внимание на форму бровей, носа, контур корней волос лба, выраженность скуловых дуг, губ и подбородка. Эти ориентиры характеризуют тип лица и его индивидуальные особенности. Если у пациента сильно выражены нососкуловые дуги, наклон лба, то оси наклона центральных резцов должны быть параллельны линиям, проведенным через спинку носа, скуловые дуги и лобную кость. При пользовании протезом, изготовленным с учетом

анатомических особенностей лицевого скелета, внешний вид пациента приобретает эстетичность и естественность.

Некоторые исследователи отмечают взаимосвязь между формой основания носа и линией режущего края резцов (рис. 10.1). Это обстоятельство также необходимо учитывать при постановке передних зубов.

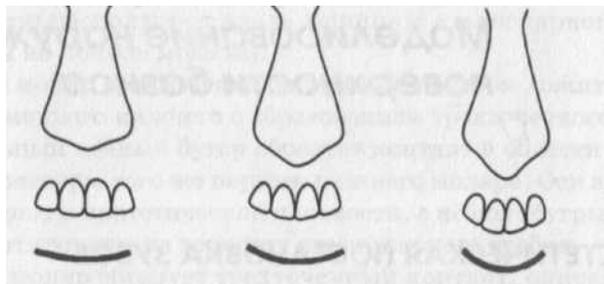


Рис. 10.1. Зависимость расположения режущего края резцов от формы основания носа

Важное значение при протезировании беззубых пациентов имеет восстановление высоты нижнего отдела лица. Пациенты с полным отсутствием зубов имеют характерный вид: западение губ, щек, выраженность носогубных и подбородочной складок, опущение углов рта, уменьшение видимой красной каймы губ, а в полости рта в подавляющем большинстве наблюдается прогеническое соотношение челюстей.

С возрастом происходит изменение и антропометрических характеристик лицевого скелета, в частности увеличивается лицевой угол, образованный камперовской горизонталью и линией, проведенной через основание лобной кости и вестибулярную поверхность верхних центральных резцов, а при их отсутствии — через вестибулярную поверхность альвеолярного гребня верхней челюсти. Перечисленные выше признаки можно охарактеризовать как старческий вид, который может быть устранен путем рационального протезирования. При постановке передних верхних искусственных зубов необходимо обратить внимание на следующее:

- степень выступания режущих краев верхних резцов из-под губы;
- восстановление объема мягких тканей;
- высоту клинической коронки, определяемой при разговоре и улыбке.

Длина верхних передних зубов зависит от возраста: у молодых пациентов режущий край верхних резцов выступает на 2-3 мм, а у пожилых — на 1-2 мм, что связано с ослаблением тонуса круговой мышцы рта. Если передние зубы не видны из-за верхней губы или слишком выстоят, это создает неэстетический вид при улыбке и искажает речь.

Немаловажным является восстановление формы мягких тканей при постановке передних зубов. Отсутствие зубов приводит к ослаблению тонуса мимических мышц, что выражается в западении губ и щек. Задачей врача-ортопеда является устранение вышеперечисленных эстетических недостатков путем рациональной постановки зубов и восстановления прежнего внешнего вида больного. Для восполнения объема мягких тканей передние зубы ставят по дуге, при этом кривизна дуги зависит от степени западения мягких тканей. Полость рта является динамической системой, поэтому необходимо обращать внимание на ее индивидуальные функциональные особенности у каждого пациента. Выделяют три вида улыбки пациентов:

- 1) резцовая, при которой видна половина клинической коронки передних зубов;
- 2) фасциальная, при которой видна вся коронка зубов;
- 3) цервикальная, обнажающая зубы и альвеолярный гребень.

Подбор искусственных зубов и их постановку необходимо производить с учетом вида улыбки. Для придания внешнему виду больного большей эстетики рекомендуется производить постановку передних зубов не на одной плоскости, а ступенчато, согласно очертанию верхней губы. При такой постановке не только боковой резец ставят выше центрального, но и клык выше, чем боковой резец. Кроме этого апроксимальные точки соприкосновения между зубами смещают к пришеечной области таким образом, чтобы между режущими краями зубов образовались более глубокие и широкие пространства. Это придает зубному ряду вид, соответствующий молодому возрасту (рис. 10.2 и 10.3).

Еще одной динамической характеристикой, на которую следует обратить внимание при постановке передних зубов, является линия улыбки. Эта линия проходит через углы рта и режущие края верхних зубов.

На рис. 10.4 схематически показаны два вида линии улыбки: положительная (верхняя) и отрицательная (нижняя). Последняя придает лицу пациента неестественное выражение. Для создания



Рис. 10.2. Ступенчатая постановка передних зубов

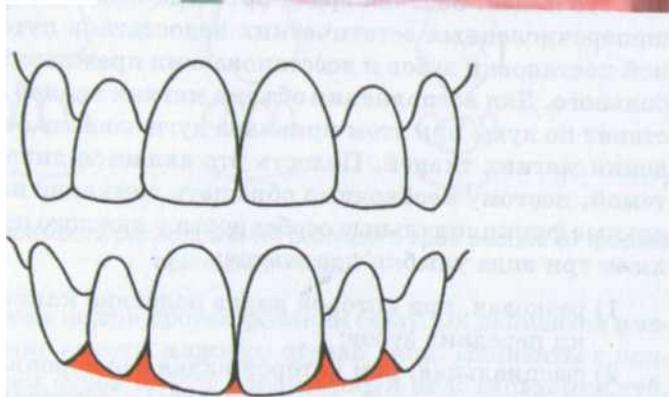


Рис. 10.3. Зубной ряд с глубокими и широкими пространствами между зубами

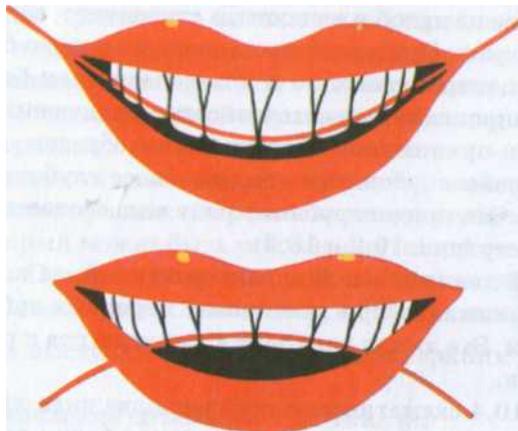


Рис. 10.4. Виды линии улыбки

положительной линии улыбки необходимо правильно провести постановку верхних клыков.

10.2. ЩЕЧНОЕ ПРОСТРАНСТВО

Эстетичность индивидуальной постановки определяется не только положением передних зубов, но и постановкой жевательной группы зубов.

Для придания протезу большей эстетичности важно учитывать создание щечного пространства, под которым понимается свободное место треугольной формы в углах рта при улыбке (рис. 10.5).

При его заполнении возникает впечатление «полного рта». Поэтому премоляры следует располагать так, чтобы между ними и углами рта оставалось свободное пространство.

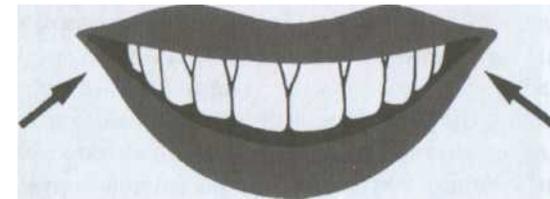


Рис. 10.5. Щечное пространство

10.3. ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ РЕКОМЕНДАЦИИ ПО ИНДИВИДУАЛЬНОЙ ПОСТАНОВКЕ ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБОВ

В предыдущих разделах обсуждались общие факторы, которые следует учитывать при эстетическом оформлении съемных протезов полного зубного ряда. Каким же образом можно придать индивидуальный характер передней группе искусственных зубов в протезе? Этого можно добиться с помощью изменения:

- формы зуба путем пришлифовывания,
- постановки зубов,
- формы зуба с помощью различного оформления края искусственной десны.

При комбинированном использовании вышеуказанных мероприятий можно, например, дополнительно усилить тот эффект, которого добились с помощью пришлифовывания зуба, еще и изменением его положения. Однако очень важно следить за тем, чтобы

полученный с помощью пришлифовывания результат не был снова сведен на «нет» другими манипуляциями. Иными словами, уже при пришлифовывании надо иметь точное представление о том, как же в конце концов будет поставлен зуб.

10.3.1. Пришлифовывание искусственных зубов.

Изменение формы верхних передних зубов в зависимости от пола пациента

В прошлом в ассортименте искусственных зубов имелись комплекты зубов типично женской и мужской формы. Если подумать о том, что придает лицу мужественное или женственное выражение, то можно сделать вывод, что это прическа и одежда. Однако в настоящее время различий в этом все меньше и меньше. Мы обнаруживаем слияние женского и мужского начала в прическах, одежде, профессиях и образе жизни. Поэтому на сегодняшний день фирмы предлагают в основном искусственные зубы, которые можно назвать зубами смешанного типа. Именно таким зубам необходимо придать женские или мужские черты с помощью несложной коррекции аппроксимальных и режущей поверхностей.

У типично женского зуба экватор располагается в нижней трети зуба, т. е. в окклюзионной его части, а у типично мужского — в средней или верхней его трети (рис. 10.6).

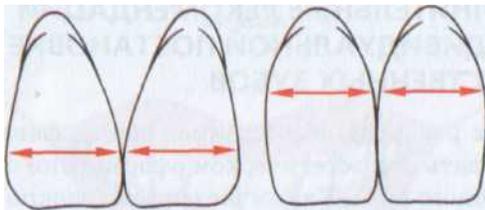


Рис. 10.6. Расположение экватора зуба в зависимости от половой принадлежности пациента

Особое влияние на форму зуба оказывает оформление режущего края. Если мезиальный и дистальные края более круглые, а вестибулярная поверхность резца имеет небольшой изгиб, то зуб приобретает форму, характерную для женского типа зубов (рис. 10.7).

Прямые линии в контурах резца и углообразный переход к аппроксимальной поверхности придают внешнему виду зуба более строгий и мужественный вид (рис. 10.8).



Рис. 10.7. Режущие края зубов округлой формы в женском протезе



Рис. 10.8. Прямые линии резца и углообразный переход к аппроксимальным поверхностям в мужском протезе

На рис. 10.9-10.12 представлены передние зубы для женского и мужского протезов, которые можно изготовить из одинаковых комплектов искусственных зубов с помощью различных приемов шлифовывания.

При выполнении шлифовывания зубов важно сохранить экватор зуба. На аппроксимальных поверхностях ни в коем случае нельзя создавать вогнутые поверхности, поскольку это разрушает гармонию формы зуба. При коррекции режущих краев следует проявлять осторожность, чтобы не повредить цветные слои. Зачастую достаточно незначительных поправок, чтобы достичь желаемого эффекта.

Очень хорошие эстетические результаты можно получить правильным шлифовыванием клыков. Шлифовывание бугра клыка следует проводить не простым укорачиванием верхушки, а

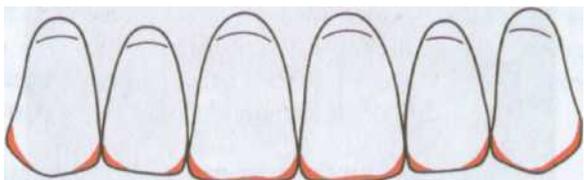


Рис. 10.9. Показаны места на режущем крае, где следует провести шлифование зубов



Рис. 10.10. Гарнитур зубов после шлифования

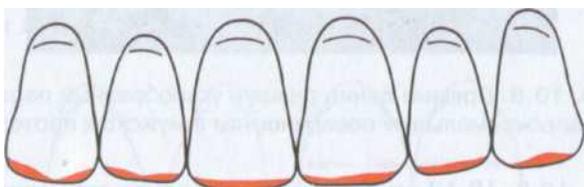


Рис. 10.11. Разметка шлифования зубов для мужского протеза



Рис. 10.12. Вид зубов после коррекции

созданием вогнутых поверхностей в разных местах. В большинстве комплектов искусственных зубов клыки имеют ярко выраженный рвущий бугор. В жизни четко выраженные бугры клыков встречаются только у молодых людей. Поэтому для постановки зубов, соответствующих пожилому возрасту, в большинстве случаев необходимо шлифовать режущий край (рис. 10.13).



Рис. 10.13. Имитация стертости клыков с помощью шлифования

10.4. ИНДИВИДУАЛЬНАЯ ПОСТАНОВКА ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБОВ НА ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

Почти всем пациентам следует объяснить, что понятие «красиво» не означает ровно поставленные прямые зубы. Расхождение и схождение продольных осей зубов придают жизненность улыбке и всему лицу в целом (рис. 10.14).

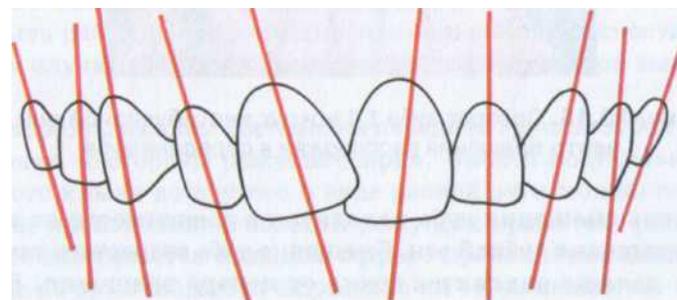


Рис. 10.14. Расположение продольных осей зубов

При беседе с пациентом разумнее, с психологической точки зрения, не употреблять слова «неровный», а сконцентрировать его внимание на гармоничности. Очень важно иметь согласие пациента поддержать индивидуальность своего лица эстетическим образом, чтобы осуществить планируемые вами изменения. При постановке передних зубов необходимо помнить: чтобы зуб выглядел естественным, ему необходим свет, направленный с апроксимальной стороны.

Этого можно достичь с помощью поворота зуба; орального или вестибулярного наклона зуба и перекрытия зубов. Эти мероприятия можно использовать как в отдельности, так и в сочетании друг с другом.

Кроме того, изменить положение зуба в зубном ряду можно за счет поворота зуба вокруг какой-либо оси: вестибулярной, апроксимальной и оси режущего края. Каждая из этих осей имеет три центра вращения. То есть поворот вокруг вестибулярной (рис. 10.16) и апроксимальной осей (рис. 10.17) можно проводить с центром вращения на шейке зуба, в середине зуба (рис. 10.15) и на режущем крае (рис. 10.18). Ось режущего края может вращаться вокруг своего медиального центра, в середине режущей поверхности зуба или дистального центра.



Рис. 10.15. Поворот зуба 1.1 вокруг вестибулярной оси, центр вращения расположен в середине зуба

Степень смещения зуба находится в зависимости от выбора центра вращения зубной оси. Смещение зуба возрастает тем больше, чем дальше находится точка от центра вращения. В большинстве случаев центр вращения устанавливается в середине зуба (см. рис. 10.15).

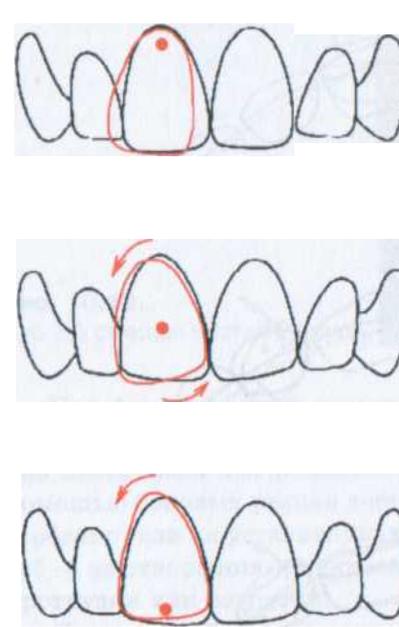


Рис. 10.16. Схематическое изображение возможного поворота зуба вокруг вестибулярной оси

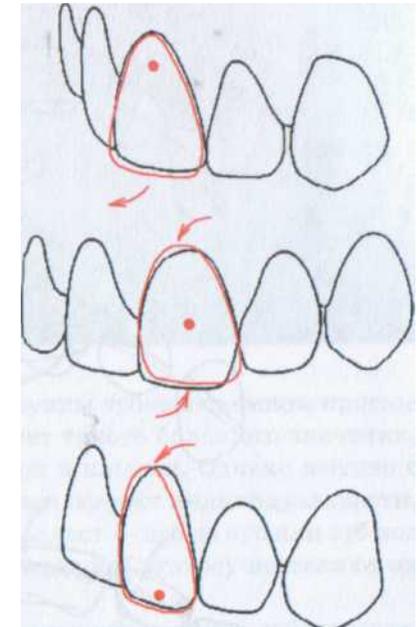


Рис. 10.17. Схематическое изображение возможного поворота зуба вокруг апроксимальной оси

Поворот вокруг апроксимальной поверхности является эстетически важным при постановке клыков. Чем больше шейка зуба повернута наружу, а режущий край — внутрь, тем женственнее выражение лица при улыбке. Если повернуть шейку зуба внутрь, а режущий край наружу, то постановка искусственных зубов приобретает более мужественный характер. Так, клык всегда должен быть развернут вокруг апроксимальной поверхности, в противном случае создается совершенно неестественное выражение лица.

Интересны нюансы постановки передней группы зубов при рассмотрении со стороны режущего края. Вместо постановки зубов от одного клыка до другого в виде ровной дуги можно поставить их более произвольно в области режущих краев (см. рис. 10.16). Этим обеспечивается больший эффект преломления света, а при взгляде на зубы создается ощущение их естественности.

Обеспечить оптимальное светопреломление в зубном ряду возможно, используя различные варианты поворота зубов. Однако для

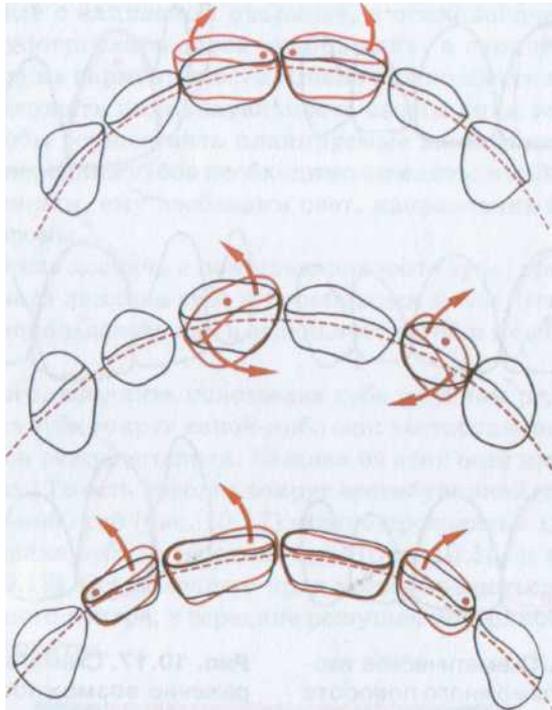


Рис. 10.18. Схематическое изображение возможного поворота зубов вокруг оси режущего края

достаточного преломления света на апроксимальные поверхности следует дополнительно использовать смещение зуба в оральной или вестибулярном направлении (рис. 10.19). При наклоне зубов в оральную сторону они выглядят темнее, а в вестибулярную — светлее.

Такое корпусное смещение зубов друг относительно друга освобождает большую часть апроксимальных поверхностей. Естественно, вестибулярное и оральное смещения зубов могут сочетаться с одновременным их поворотом.

В результате всех описанных мероприятий важно не потерять достигнутый эффект из-за неправильного моделирования края десны. Было бы нелогично прилагать огромные усилия при изменении постановки зубов для освобождения апроксимальных поверхностей, если затем они будут вновь закрыты неправильно смоделированными сосочками.



Рис. 10.19. Зуб 2.1 смещен вестибулярно

При формировании передней группы зубов в съемном протезе постановка боковых резцов не имеет такого большого значения, как постановка центральных резцов и клыков. Однако именно с помощью боковых резцов достигается эффект индивидуальности, особенно если их устанавливают внахлест — зуб на зуб или зуб под зуб — по отношению к центральному резцу. Это осуществляют их протрузии или ретрузии.

Протрузия — вестибулярное положение коронок зубов, создающее их выступание наружу. Ретрузия — оральный наклон коронок зубов.

Перекрытие боковыми резцами центральных больше подходит, по нашему мнению, женщинам.

Перекрытие зубов чаще практикуется для придания протезам более естественного вида.

10.5. ПОСТАНОВКА ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБОВ НА НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ

При постановке искусственных зубов на нижней челюсти следует помнить, что нижние передние зубы очень часто видны при разговоре, принятии пищи и т. п. Во избежание впечатления искусственности зубов режущие края нижних зубов не следует устанавливать симметрично. Чтобы не возникло подозрения, что человек носит протез, целесообразно постановку передних зубов провести со смещенными осями режущего края по отношению друг к другу. На постановку передних нижних зубов существенно влияет возраст пациента. Расположение клыков на одинаковой высоте с центральными резцами характерно для молодого возраста (рис. 10.20).



Рис. 10.20. Постановка передних зубов нижней челюсти у молодого пациента. Клыки и центральные резцы стоят на одинаковой высоте

У пациентов среднего возраста можно имитировать стертость клыков вогнутыми штифтами (рис. 10.21).

Чем ниже относительно окклюзионной плоскости расположить клык, по сравнению с центральными резцами, тем более старым и стертым будет выглядеть зубной ряд.



Рис. 10.21. Постановка передних зубов нижней челюсти у пожилого пациента

10.6. МОДЕЛИРОВАНИЕ КРАЯ ИСКУССТВЕННОЙ ДЕСНЫ

Из эстетических и гигиенических соображений стоматолог-ортопед и зубной техник должны как можно более естественно смоделировать край искусственной десны. Сосочки должны заполнять межзубные промежутки, как и в естественном зубном ряду.

К сожалению, протезы с неправильно смоделированной искусственной десной не являются редкостью (рис. 10.22). В межзубных промежутках таких протезов базисный материал нанесен очень экономно, что является грубой ошибкой, не говоря уже о полном отсутствии эстетики. Пустые межзубные промежутки являются нишами для остатков пищи. Владельцу такого протеза после каждого приема пищи приходится изыскивать возможность промыть свой протез, прилагая при этом большие усилия. Межзубные промежутки должны быть так заполнены искусственно смоделированными сосочками, чтобы пища соскальзывала как в естественных условиях, а чистка была возможна с помощью языка.



Рис. 10.22. Искусственная десна смоделирована неправильно

Край десны можно смоделировать в соответствии с возрастом пациента (рис. 10.23 и 10.24). Для молодого пациента прикрывают шейку зуба и моделируют сосочки лишь напоминающие валик. Они глубоко заполняют межзубные промежутки в направлении режущего края. Чем старше пациент, тем нужно больше обнажать шейки зубов. Состояние слизистой оболочки, характерное для пародонтопатий, может быть симитировано на крае искусственной десны. Для этого шейки зубов обнажают на разном уровне, а сосочки формируют довольно толстыми, как бы отечными.

Суть данного метода моделирования десны заключается в том, что в ходе моделирования избыток густотекучего воска оплавляється разогретым шпателем и стекает на холодный зуб (рис. 10.25 и 10.26). Американцы называют этот метод «технологией слезки».

Если при улыбке пациент обнажает искусственную десну, то ее вестибулярную поверхность следует обеспечить фактурой. Для этого имитируется так называемая фактура апельсиновой кожуры.

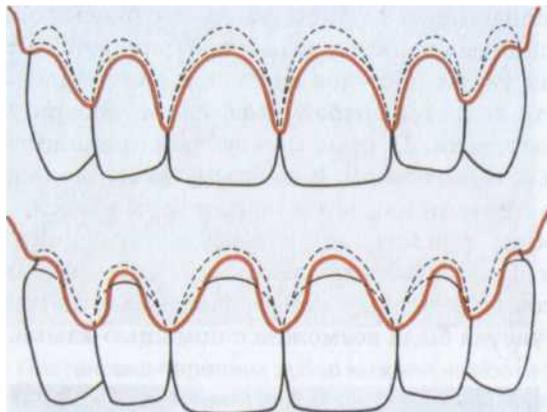


Рис. 10.23. Схема техники моделирования края десны у молодых (а) и пожилых (б) пациентов



Рис. 10.24. Моделирование десневого края у молодого пациента



Рис. 10.25. Наложение воскового валика для моделирования края десны



Рис. 10.26. «Технология слезки»

При ярком освещении поверхность искусственной десны должна выглядеть естественно. Этого можно добиться посредством преломления света во многих направлениях (рис. 10.27).



Рис. 10.27. Готовый отмоделированный фрагмент передней группы зубов верхней челюсти

10.7. МОДЕЛИРОВАНИЕ НАРУЖНОЙ ПОВЕРХНОСТИ БАЗИСА. МЫШЕЧНАЯ СТАБИЛИЗАЦИЯ ПРОТЕЗА

Хорошая фиксация и стабилизация съемного пластиночного протеза полного зубного ряда достигается за счет оформления его края с помощью функциональных движений. Немаловажную роль в удержании протеза на челюсти играет создание особого рельефа наружной поверхности базиса. Стабилизирующую функ-

цию выполняют прежде всего горизонтально и сагиттально расположенные круговая мышца (*m. orbicularis*) рта (рис. 10.28) и щечная мышца (*m. buccinator*), которые охватывают базис протеза подобно ремню (рис. 10.29).



Рис. 10.28. Мышцы, оказывающие влияние на формирование наружной поверхности протеза: красный цвет — *m. orbicularis oris*, *m. levator anguli oris* (мышца, поднимающая угол рта), *m. depressor anguli oris* (мышца, опускающая угол рта), *m. buccinator*; зеленый цвет — *m. masseter*

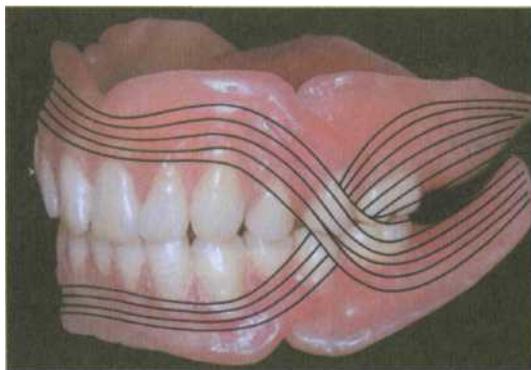


Рис. 10.29. *M. orbicularis oris* опирается на вогнутые поверхности передних губных плоскостей базиса, а *m. buccinator* — на вестибулярное утолщение края. Функционально направленные ложа для щечных тяжей способствуют стабилизации протеза

Общеизвестно, что при функциях жевания и речи мышцы интенсивно воздействуют на базис протеза. Поэтому для достижения оптимальной стабилизации съемного протеза необходимо форми-

ровать наружную поверхность протеза таким образом, чтобы мышцы могли опираться на нее и во время функции прижимать базис к протезному ложу. Сила функционального сокращения мышц индивидуальна у каждого пациента. Поэтому необходимо тщательно проверить и дополнительно откорректировать форму внешней поверхности базиса на этапе припасовки восковой композиции протеза в полости рта.

Гербер приводит перечень характерных признаков протезов для удержания их мышцами:

- 1) передние губные плоскости базиса с вогнутыми опорными поверхностями для *m. orbicularis oris*.
- 2) вестибулярные утолщенные края для *m. buccinator*.
- 3) глубокие, функционально направленные ложа, для щечных тяжей.
- 4) контакт губ и щек с искусственными зубами.

Особая форма кондилообразных зубов с выпуклостью в нижней части вестибулярной поверхности способствует хорошему щечно-му контакту (рис. 10.30).

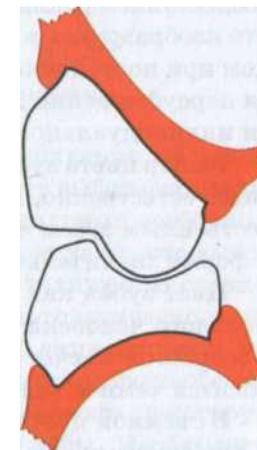


Рис. 10.30. Кондилообразные зубы создают хороший щечный контакт

10.8. ЭСТЕТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПРИ ПОСТАНОВКЕ ИСКУССТВЕННЫХ ЗУБОВ

Постановка боковых зубов по отношению к вершине альвеолярного гребня и альвеолярной части является решающей в обеспечении стабилизации протезов. Иначе обстоит дело при постановке пере-

дних зубов. Здесь на передний план выдвигаются эстетические аспекты. Протезы, изготовленные с учетом индивидуальных характеристик лица, могут существенно изменить внешний вид пациента.

Под эстетической и индивидуальной постановкой передних зубов подразумевается то, что в процессе их выбора и постановки учитываются такие факторы, как возраст, пол, личность пациента и анатомические особенности лица. Если зубной техник не получает никаких дополнительных данных о пациенте, то и не следует ожидать высококачественно изготовленных протезов, особенно с индивидуальной постановкой передних зубов. К сожалению, многие пациенты со съёмными протезами мирятся с тем, что их внешнему виду уделяют недостаточно внимания. При опросе 99 человек, пользующихся съёмными протезами, лишь 16 из них предъявили жалобы на эстетическое оформление, в то время как 71 пациент жаловался на болевые ощущения, 67 — на плохую жевательную эффективность, 67 — на неудовлетворительную фиксацию протезов.

Естественно, что взгляды врача и пациента иногда расходятся относительно критериев эстетики. Немало людей находятся под воздействием рекламы массовых средств информации и полагают, что изображения в журналах и фильмах должны служить образцом при постановке искусственных зубов. Задачей врача является переубеждение пациента и информирование его о возможности индивидуального оформления протеза.

Выбор цвета зубов. Фарфоровые искусственные зубы выглядят более естественно, потому что они по светоотражению близки естественным зубам человека. Кроме того, они сохраняют свой цвет и форму значительно дольше, чем их пластмассовые аналоги.

Цвет зубов как правило зависит от возраста пациента. Зубы молодого человека светлее и имеют прозрачный режущий край. С возрастом за счет стираемости прозрачность теряется и цвет становится темнее вследствие обнажения и просвечивания дентина.

В съёмном протезировании нуждаются, как правило, пожилые люди, поэтому при выборе искусственных зубов для них следует останавливаться на более темных цветовых тонах. Наряду с возрастом пациента необходимо учитывать его пол. Женщины чаще хотят улучшить свой внешний вид, чем мужчины. В связи с этим у лиц женского пола рекомендуется использовать зубы более светлых тонов. Выбор цвета зубов проводится при естественном освещении с помощью расцветки, представляющей собой набор основных наиболее часто встречаемых оттенков зубов.

Определение формы и величины зубов. Нанесение антропометрических ориентиров. Уильяме в 1913 г. попытался ввести основополагающее правило, гласящее, что форма верхних резцов соответствует перевернутому очертанию лица. Т. е. при квадратном типе лица выбирают прямоугольные формы зубов, при треугольном — клиновидные, при овальном — овальные (рис. 10.31).

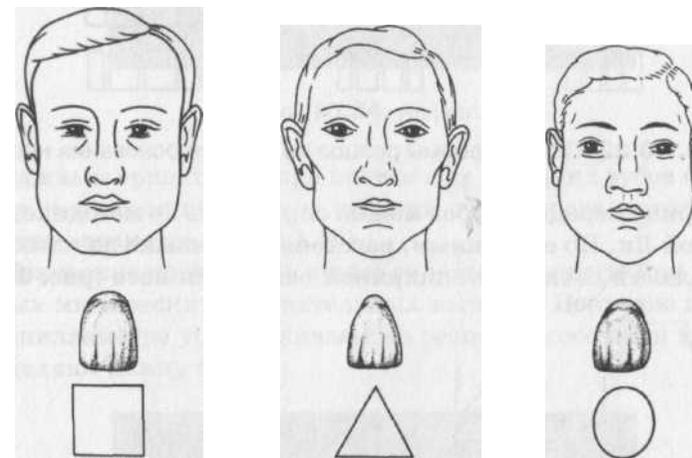


Рис. 10.31. Формы лица и зубов по Уильямсу

Однако в повседневной практике это утверждение не всегда находит убедительного подтверждения. Поэтому выбор формы зубов должен осуществляться с учетом индивидуальных особенностей пациента. Некоторые ортопеды ошибочно считают, что выбор формы зубов можно отдать на откуп зубному технику. В связи с этим неотъемлемой частью оборудования стоматологического кабинета должен быть фотоаппарат. Фотографию лица пациента получают быстро и с небольшими затратами. Наличие фото обеспечивает зубного техника представлением о той «рамке», в которую он должен вставить искусственные передние зубы. Необходимо сделать 4 снимка: анфас и профиль с расслабленной жевательной и мимической мускулатурой, а также анфас и профиль с улыбкой.

Наряду с выбором формы зубов немаловажным является подбор величины зубов. Гербер дает рекомендации, основанные на эмбриогенезе человеческого лица. Верхние резцы развиваются из носолобного отростка. Поэтому подбирается гармоничное соотношение верхних резцов со лбом и носом (рис. 10.32).

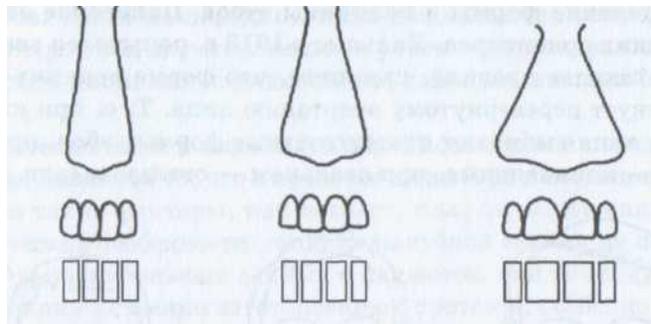


Рис. 10.32. Подбор формы резцов по ширине основания носа

Ширину передних зубов можно определять по методике, предложенной Ли. По его данным, расстояние от клыка до клыка верхней челюсти совпадает с шириной основания носа (рис. 10.33).

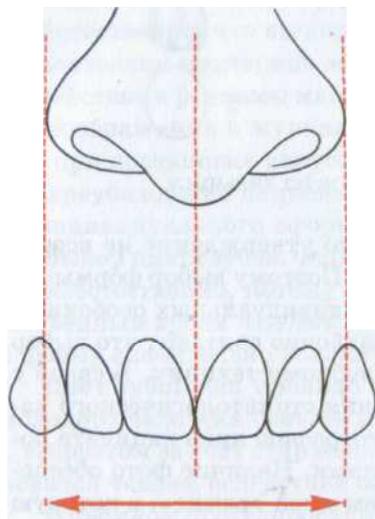


Рис. 10.33. Определение ширины передних зубов по Ли

Для измерения ширины крыльев носа существует специальное приспособление — аламетр. С его помощью можно определить самое широкое место основания носа и по полученной величине выбрать гарнитуру зубов соответствующего размера. Стрелочка на аламетре показывает на шкале точную ширину основания носа. В нижней части инструмента имеется рекомендация по выбору формы зуба (рис. 10.34).

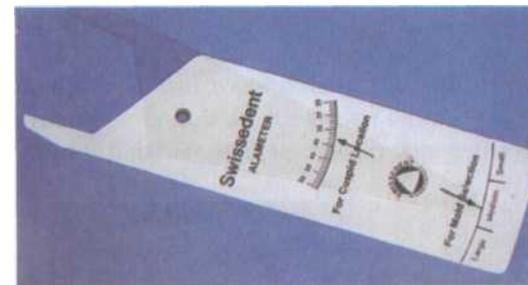


Рис. 10.34. Аламетр

Важным ориентиром при постановке передних зубов является линия смыкания губ. Длина верхней губы определяется с помощью папилламетра (рис. 10.35).

Измерение проводят на прямо сидящем пациенте при расслабленных мимических и жевательных мышцах. Верхнюю пластинку папилламетра устанавливают на резцовом сосочке и по шкале определяют длину губы.



Рис. 10.35. Папилламетр

Из полученной величины нужно вычесть 2 единицы из-за наличия некоторой напряженности верхней губы при наложении папилламетра и упругости резцового сосочка. Окончательную величину длины губы записывают в наряде для зубного техника.

10.9. ИЗГОТОВЛЕНИЕ ПРИКУСНЫХ ВАЛИКОВ

После подбора искусственных зубов и измерения антропометрических данных пациента необходимо изготовить прикусные валики сначала для верхней челюсти, а потом для нижней. Для этого зубной техник произвольно наносит метку по средней линии передней

части цоколя модели на произвольно выбранном расстоянии от альвеолярного гребня верхней челюсти (рис. 10.36).

Затем папилламетр устанавливают на модели в области резцового сосочка. Расстояние от метки на цоколе модели до величины на папилламетре переносят на измерительный циркуль (рис. 10.37).



Рис. 10.36. Нанесение метки на переднюю часть цоколя модели



Рис. 10.37. Перенос расстояния между меткой и величиной на папилламетре на измерительный циркуль

На модели верхней челюсти карандашом отмечают резцовый сосочек (рис. 10.38).

В качестве основания для прикусного валика на модель накладывают восковую пластинку. Резцовый сосочек при этом остается открытым (рис. 10.39).

Затем изготавливают прикусной валик высотой 1,5 см в переднем отделе и 5-7 мм — в боковом. Зафиксированную ранее величину переносят циркулем с папилламетра на восковой шаблон (рис. 10.40).

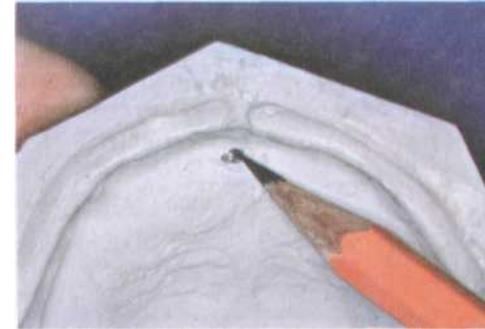


Рис. 10.38. Метка на резцовом сосочке



Рис. 10.39. Восковая пластинка служит основанием для прикусного валика

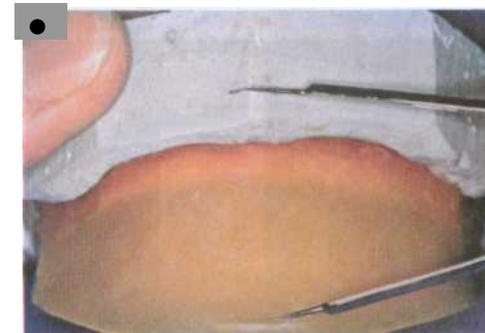


Рис. 10.40. Перенос циркулем расстояния с папилламетра на прикусной валик (желтый воск использован только по фототехническим причинам)

Посредством срезания воска, а правильное его оплавления специальным приспособлением для формирования прикусных валиков, необходимо укоротить его до обозначенной высоты. Затем переносят и маркируют замеренную аламетром величину на переднюю поверхность прикусного валика (рис. 10.41 и 10.42).



Рис. 10.41. Перенос величины с аламетра на прикусной валик

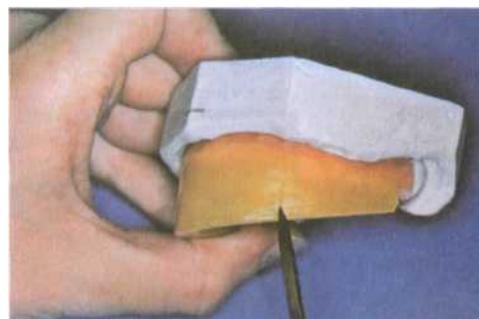


Рис. 10.42. Маркировка величины, полученной с аламетра

Ширина прикусного валика от резцового сосочка до вестибулярной поверхности прикусного валика для женщин должна составлять 7–9 мм (рис. 10.43), а для мужчин — 6–8 мм (рис. 10.44).

Существуют и другие методы изготовления прикусных валиков.



Рис. 10.43. Подготовка прикусного валика по ширине соответственно будущей зубной дуге



Рис. 10.44. Измерение ширины прикусного валика в процессе его изготовления

10.10. ИНДИВИДУАЛЬНАЯ КОРРЕКЦИЯ ПРИКУСНОГО ВАЛИКА В ПОЛОСТИ РТА

Подготовленный зубным техником прикусной валик должен быть откорректирован врачом в соответствии с определенными требованиями:

1. Вестибулярная поверхность прикусного валика должна быть сформирована в достаточном объеме во избежание западения губы. Оклюзионная поверхность прикусного валика должна быть достаточной ширины для воссоздания последующей дуги зубного ряда (рис. 10.45).

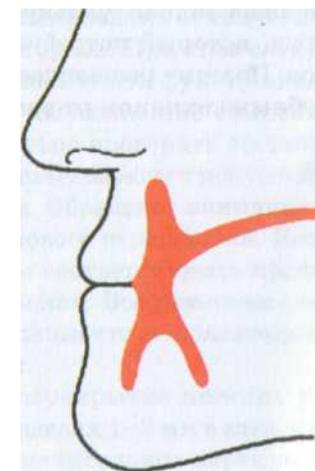


Рис. 10.45. Прикусной валик придает губам естественную полноту и выдается вперед в форме будущей дуги передних зубов

2. Высота прикусного валика должна соответствовать длине передних зубов.
3. Щечное пространство должно быть достаточной величины.
4. Нижний край прикусного валика должен быть сформирован в надлежащем изгибе — линии улыбки (рис. 10.46).
5. На прикусном валике должен быть отмечен косметический центр.

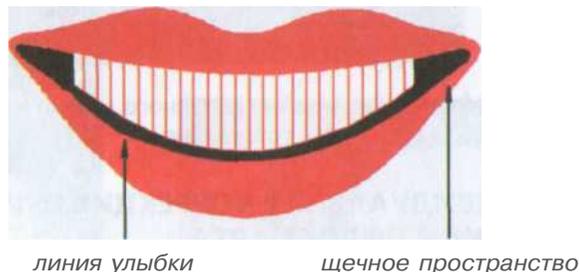


Рис. 10.46. Схема определения линии улыбки и щечного пространства

Косметический центр соответствует обобщенной срединной линии лица и может не совпадать с расположением уздечек губ и языка.

Если индивидуальная коррекция прикусного валика выполнена правильно, то позднее поставленный зубной ряд точно будет соответствовать всем предъявляемым требованиям. Затрата времени на индивидуальную коррекцию валика намного меньше, чем труд, который потребуется при перестановке искусственных зубов. Поэтому решающее значение имеет информация, полученная зубным техником от врача посредством прикусного валика.

11

Проверка восковой конструкции протеза и постановки искусственных зубов. Ошибки при определении центрального соотношения челюстей

После лабораторного этапа постановки зубов восковую модель будущего протеза проверяют во рту пациента, чтобы проконтролировать правильность выполнения всех предыдущих клинических и лабораторных этапов изготовления протеза. Клинический этап проверки постановки искусственных зубов является последним этапом, когда еще можно исправить ошибки или неточности, допущенные на предварительных этапах протезирования.

Проверка конструкции протеза в клинике складывается из:

- 1) осмотра гипсовых моделей челюстей;
- 2) правильности постановки зубов в артикуляторе;
- 3) проверки восковой конструкции будущего протеза в полости рта.

При оценке качества моделей обращают внимание на их целостность: наличие сколов, пор, следов травмирования техническим шпателем, используемым при постановке зубов. При этом следует руководствоваться правилом — лучше вновь снять функциональный оттиск, чем использовать модели, вызывающие сомнения.

После осмотра моделей следует тщательно проверить постановку зубов в артикуляторе до того, как восковые базисы с искусственными зубами будут введены в полость рта. Обращают внимание на цвет, размер, фасон зубов, величину резцового перекрытия. Номера цвета, размера и фасона зубов должны соответствовать предварительным записям в наряде на изготовление. Все изменения возможны лишь с учетом мнения врача и пациента, с обязательной регистрацией в наряде и истории болезни.

Необходимо обратить внимание на перекрытие нижних резцов верхними, которое должно быть в пределах 1-2 мм в зависимости от величины используемых зубов. Значительное перекрытие

может нарушать фиксацию протеза, отсутствие — ухудшает эстетический оптимум. Следует также избегать большого перекрытия нижних щечных бугров жевательных зубов одноименными верхними. Резко выраженные бугры, особенно клыков, желателно сошлифовывать, чтобы боковые и передние движения нижней челюсти были скользящими. Положение зубов по отношению к вершине альвеолярного гребня должно соответствовать способу постановки искусственных зубов, который выбирает врач соответственно клиническим условиям полости рта на предварительных этапах протезирования. Изменение способа постановки зубов на этапе проверки свидетельствует о грубых врачебных ошибках в планировании протезов. Немаловажным условием стабилизации пластиночного протеза является наличие промежутка между передней группой зубов, т. е. режущие края нижних резцов не должны касаться нёбной поверхности верхних и находиться на расстоянии 1,5–2,5 мм.

Стабилизация пластиночного протеза — это удержание его на челюсти во время функциональных движений нижней челюсти.

Затем следует проверить окклюзионные контакты боковых зубов как с щечной, так и с нёбной стороны, обратив внимание на моделирование воскового базиса, объемность его краев, плотность прилегания к модели. Все замеченные недостатки устраняют.

Для проверки конструкции протеза в полости рта восковой базис и зубы дезинфицируют, вводят в полость рта и контролируют плотность прилегания воскового базиса к слизистой оболочке протезного ложа как при открытом, так и при закрытом рте. Далее проверяют правильность определения высоты нижнего отдела лица, а также адекватность выбора цвета, формы и размера зубов, их постановку по отношению к средней линии лица и другим ориентирам, взаимоотношение их при центральной и боковых окклюзиях.

Высоту нижнего отдела лица контролируют анатомо-функциональным методом с применением разговорной пробы, если позволяет степень фиксации восковых валиков.

Пациента просят произнести несколько слогов или букв («о», «и», «э», «м», «п»), при этом следят за степенью разобщения валиков. При нормальной высоте нижнего отдела лица это разобщение достигает 5–6 мм. Если разобщение валиков составляет более 6 мм, то высоту нижнего отдела лица уменьшают, если разобщение — менее 5 мм, то ее увеличивают.

Линия, проходящая между центральными резцами, должна совпадать со средней линией лица. При небольшом открытии рта

должны быть видны лишь режущие края резцов, а при улыбке передние зубы просматриваются почти до экватора, а в некоторых случаях — до шейки.

При повышении высоты нижнего отдела лица носогубные и подбородочные складки сглажены, контуры лица, и в основном губы, напряжены, во время разговорной пробы возможен стук зубов. Расстояние между зубами в переднем отделе при разговорной пробе будет менее 5 мм. При значительном повышении высоты нижнего отдела лица просвет между зубами может отсутствовать, который в состоянии физиологического покоя составляет 2–3 мм.

Эту ошибку устраняют следующим образом: если постановка верхних искусственных зубов произведена правильно по отношению к камперовской горизонтали, то снижение высоты нижнего отдела лица следует производить за счет нижних искусственных зубов. Их удаляют, на восковой базис накладывают новый прикусной валик и повторно определяют центральное соотношение челюстей и высоту нижнего отдела лица в частности. После этого верхнюю модель челюсти отделяют от артикулятора, составляют с нижней в новом положении и загипсовывают в артикуляторе. Постановку нижних зубов производят повторно.

При ошибке в постановке верхних зубов, особенно когда не соблюдена протетическая плоскость, необходимо вновь изготовить прикусные валики для верхней и нижней челюстей и вновь определить центральное соотношение челюстей. Далее производят повторную постановку зубов.

При понижении высоты нижнего отдела лица, если верхние зубы поставлены правильно, поступают следующим образом: на нижний зубной ряд накладывают разогретую полоску воска и производят переопределение центрального соотношения челюстей, доводя высоту до нормы. Если причиной занижения высоты являются и верхние зубы, то необходимо переопределить соотношение челюстей с применением новых верхних и нижних прикусных валиков.

Кроме проверки правильности определения центрального соотношения челюстей контролируют плотность контактов искусственных зубов. Если между отдельными зубами-антагонистами отсутствуют контакты, то их восстанавливают.

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

12

Виды жестких и эластичных базисных полимеров. Методы прессования, литьевого формования, заливки и полимеризации

12.1. ОСНОВНЫЕ СВОЙСТВА БАЗИСНЫХ МАТЕРИАЛОВ И ИХ ВЛИЯНИЕ НА КАЧЕСТВЕННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ

В последние десятилетия появилось большое количество основных и вспомогательных материалов, а также аппаратов для изготовления съемных пластиночных протезов.

Основными называются материалы, из которых изготавливают зубные протезы. При изготовлении съемных протезов основными материалами являются базисные пластмассы (базисные материалы) горячего и холодного отверждения, которые комбинируют с фарфоровыми зубами или зубами из пластмассы.

Вспомогательными называются материалы, используемые на различных стадиях изготовления протезов. К вспомогательным материалам относят следующие: оттисковые, моделировочные, формовочные, абразивные, в том числе полировочные, изоляционные и им подобные.

Для успешного применения в клинике ортопедической стоматологии необходимо иметь обширную информацию об основных свойствах, достоинствах и недостатках базисных материалов, особенностях их применения. Качество пластмасс зависит от ряда факторов, в частности вида полимеров, способа обработки и др., поэтому необходимо знать основные физико-механические свойства базисных пластмасс, технологию изготовления пластмассового базиса протеза.

Использование полиметилметакрилата в качестве конструкционного материала для изготовления протезов открыло новую страницу в истории развития стоматологии. Технология изготовления

базиса из акриловых пластмасс была предложена в 1935 г. Kultzer, суть которой состояла в применении их в виде тестообразной формовочной массы, получаемой насыщением измельченного полиметилметакрилата мономером — метилметакрилатом. На основании этого изобретения начался выпуск паладона, а позднее появился ряд подобных материалов: термолит, каллодент-222, портекс, рико, стеллон. В СССР акриловая базисная пластмасса АКР-7 (акрилат 7-й рецептуры) была разработана и внедрена в практику в 1940 г. Б. Н. Быниным, М. Б. Выгодской и И. И. Ревзиным. В последующие годы разработка и внедрение в производство акриловых конструкционных материалов проводились на основе исследований В. Д. Безуглого, М. М. Тернера, М. А. Нападова, Л. Н. Мац и др. Акриловые пластмассы и сополимеры на основе акрилатов нашли широкое применение в мировой стоматологической практике, являясь основными материалами для базисов пластиночных протезов и искусственных зубов к ним. Несмотря на бурное развитие химии, технологии сополимеров и появление новых полимерных материалов в ортопедической стоматологии, композиции на основе производных акриловой и метакриловой кислот уже несколько десятилетий удерживают одно из первых мест по частоте использования. Анализ современной литературы по материаловедению в ортопедической стоматологии свидетельствует, что лучшего материала для замены полиметилметакрилата в мировой ортопедической практике пока не получено.

Многолетний опыт применения акриловых базисных материалов позволил выявить их преимущества и недостатки. Популярность их объясняется рядом объективных факторов: высокая технологичность, прекрасные физико-механические свойства базисных материалов наряду с дешевизной и доступностью. Успешное использование пластиночных протезов с базисом из акриловых пластмасс можно объяснить приспособлением чувствительных рецепторов полости рта к такого рода материалам. При этом немаловажное значение придается биологическому фактору, который определяется как слагаемое многих проявлений организма на присутствие протеза, благодаря чему происходит структурная организация функциональных систем и включение соответствующих механизмов адаптации.

К недостаткам акриловых полимеров и их производных можно отнести отрицательное влияние на слизистую оболочку протезного ложа из-за водопоглощения и в связи с этим изменение геометрии базиса протеза.

Водопоглощение (набухание пластмассы) — физическое свойство пластмассы, проявляющееся при длительном пребывании базиса протеза во влажной среде полости рта, при этом свободное гипотетическое пространство (поры) насыщается водой и другими элементами, содержащимися в ротовой жидкости, что может приводить к изменению геометрических форм протезного базиса, ухудшению механических и оптических свойств.

12.2. МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИЕ, ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ И ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ТРЕБОВАНИЯ, ПРЕДЪЯВЛЯЕМЫЕ К БАЗИСАМ СЪЕМНЫХ ПЛАСТИНОЧНЫХ ПРОТЕЗОВ И БАЗИСНЫМ МАТЕРИАЛАМ

Основными элементами съемного пластиночного протеза полного зубного ряда являются базис и искусственные зубы.

Базисом съемного пластиночного протеза называется его основание — нёбная или подъязычная пластинка и искусственная десна из пластмассы, реже из металла, покрывающая твердое нёбо и альвеолярный гребень на верхней челюсти или беззубую альвеолярную часть на нижней челюсти. В базисе укрепляют искусственные зубы и в некоторых случаях другие конструктивные элементы, например пластиковые фиксаторы для удержания протеза на имплантатах.

Базис протеза передает жевательное давление с искусственного зубного ряда на подлежащие ткани протезного ложа, иными словами, жевательное давление передается на слизистую оболочку и альвеолярную часть челюсти.

Величина или площадь базиса протеза зависит от характера расположения нейтральной зоны, анатомических особенностей линии «А» на верхней челюсти и анатомических особенностей подъязычного пространства и переходной складки нижней челюсти.

Переходная складка — место перехода активно-подвижной слизистой альвеолярного гребня в слизистую щеки, которая является верхней (для верхней челюсти) и нижней (для нижней челюсти) границей свода преддверия рта.

Нейтральная зона (пассивно-подвижная слизистая) — место перехода неподвижной слизистой оболочки полости рта, прикрывающей твердое нёбо и альвеолярные гребни, в подвижную слизистую оболочку, выстилающую поверхность щек, губ, мягкого нёба и дна полости рта, характеризуется выраженным подслизистым

слоем, который может смещаться в различных направлениях при приложении внешней силы.

Линия «А» — граница между твердым и мягким нёбом. Анатомически это зона различной ширины, конфигурация которой варьирует в зависимости от формы костной основы твердого нёба и расположения слепых отверстий. Служит ориентиром для определения границы заднего края съемного протеза.

Несмотря на то что медико-технические требования, предъявляемые к пластиночным протезам и базисным материалам, неотделимы и взаимосвязаны друг с другом, необходимо выделить некоторые из них, как эстетического, так и функционального характера, предъявляемые непосредственно к базису протеза.

В целях равномерного распределения жевательного давления на подлежащие ткани базис протеза должен обладать достаточной прочностью, упругостью и минимальной степенью деформации. Из гигиенических соображений базис должен быть изготовлен из материала, который мало адсорбирует компоненты ротовой жидкости и пищевых продуктов. Внутренняя поверхность базиса должна точно соответствовать рельефу прилегающей к нему слизистой оболочки для исключения ее травмирования при передаче жевательной нагрузки. Базис протеза должен обладать химической стойкостью, так как в полости рта он постоянно подвергается разрушающему воздействию секретов и ферментов ротовой жидкости, температурному и химическому влиянию пищи с высвобождением химически-активных веществ. В связи с тем что базис протеза подвергается большим нагрузкам, особенно во время функции жевания, материал базиса должен обладать высокими прочностными характеристиками, т. е. способностью сопротивляться и быть устойчивым к влиянию механических сил, постоянно действующих в полости рта и способных вызвать деформацию материала или его разрушение, быть твердым и стойким к истиранию.

Съемные пластиночные протезы следует рассматривать как инородные тела, помещенные в биологическую среду, поэтому конструкционные материалы, применяемые для их изготовления, должны отвечать требованиям, сформулированным на основании понятий о биологической совместимости тканей и инородного тела. Научные исследования в области биоматериаловедения, посвященные изучению вопросов применения искусственных тканей, анатомических структур и органов в целях восстановления утраченных функций организма, доказали, что базисные материалы, должны быть биосовместимы по многим показателям.

Они должны отличаться биологической индифферентностью, т. е. отсутствием токсического воздействия на ткани протезного поля и организм в целом как со стороны самого полимера, так и входящих в него ингредиентов, т. е. материал, из которого сделан протез, не должен обладать химической или физической активностью, приводящей к разрушению клеточных и неклеточных структур в организме. Кроме того, базис пластиночного протеза должен обладать органолептическими свойствами, сходными со слизистой оболочкой полости рта, сохранять постоянство эластичности.

Учитывая, что протез длительное время находится в полости рта, в среде ротовой жидкости, необходимо, чтобы он обладал минимумом влагопоглощения для предупреждения набухания и искажения его формы, при всем этом для максимальной адгезии материал базиса должен иметь хорошую смачиваемость. Базисные полимеры также должны обладать минимальным содержанием остаточного мономера и рядом других свойств.

В соответствии с назначением, условиями применения и переработки базисные материалы должны отвечать ряду медико-технических требований. К ним относятся:

- достаточная прочность, обеспечивающая целостность протеза, и необходимая эластичность, исключающая деформацию под воздействием жевательных сил;
- высокое усталостное сопротивление изгибу, так как в условиях эксплуатации протез испытывает знакопеременные нагрузки; высокое сопротивление на удар;
- небольшая плотность и достаточная теплопроводность;
- достаточная твердость и низкая истираемость, индифферентность к действию слюны и различных пищевых веществ;
- цветостойкость к воздействию солнечной радиации, воздуха и других факторов окружающей среды;
- безвредность для тканей полости рта, отсутствие адсорбирующей способности к пищевым веществам и микрофлоре полости рта;
- прочное соединение с фарфором, металлами, жесткой и мягкой пластмассами;
- рентгеноконтрастность.

Базисные материалы должны:

- легко подвергаться починке, быть технологичными, т. е. легко перерабатываться в изделие высокой точности;

- окрашиваться и хорошо воспроизводить естественный цвет десны, не вызывать неприятных вкусовых ощущений и не иметь запаха;
- легко дезинфицироваться.

Эластичные базисные материалы должны сохранять эластические свойства и постоянство объема при пользовании протезом, иметь показатель упругости, близкий к показателю упругости слизистой оболочки протезного ложа, хорошо соединяться с жестким слоем базиса.

Однако до сих пор не найдены базисные материалы, которые полностью отвечали бы медико-техническим требованиям. Главное из них, предъявляемое к базисным материалам, — безвредность для организма, что ограничивает возможности создания новых пластмасс, полностью отвечающих как клиническим, так и физико-механическим требованиям.

12.3. ВИДЫ БАЗИСНЫХ ПОЛИМЕРОВ

По назначению базисные пластмассы подразделяют на три основных группы: пластмассы для жесткой части базисов, пластмассы для мягких слоев базиса, обращенных к слизистой оболочке, а также пластмассы для перебазирования, починки съемных протезов и изготовления ортодонтических аппаратов. В зависимости от товарной формы базисные пластмассы подразделяют на три основных типа: пластмасса типа порошок-жидкость, пластмасса типа гель, термопластические литевые пластмассы. Для базисов протезов используют пластмассы следующих основных типов: акриловые, винилакриловые, на основе модифицированного полистирола, сополимеры или смеси перечисленных пластмасс. Основой базисных пластмасс являются полимеры акриловой группы, отличающиеся введенными сополимерами, сшивающими агентами и наполнителями.

По условиям полимеризации все пластмассы делят в основном на пластмассы высокотемпературной полимеризации, пластмассы низкотемпературной полимеризации, светоотверждаемые и термопластические. Высокотемпературные пластмассы (температура полимеризации от 100 до 130 °С) как мягкие, так и жесткие, используют для изготовления базисов протезов, низкотемпературные пластмассы (температура полимеризации от 25-60 °С) при некоторых условиях можно использовать для изготовления базисов, для их починки и лабораторной перебазирования, а также для

изготовления ортодонтических аппаратов. В целях снижения количества остаточного мономера и улучшения физико-химических характеристик базисов низкотемпературный режим полимеризации следует совместить с повышенным атмосферным давлением в 2,2-3,5 атм. Светоотверждаемые и термопластические полимеры в настоящее время используются на этапах изготовления протезов в качестве вспомогательных. Удачным примером могут служить пластмассы Lуха Треу фирмы BISICO.

12.3.1. Жесткие базисные полимеры

Из отечественных материалов для изготовления жестких базисов протезов в настоящее время используются твердые пластмассы: Этакрил (АКР-15), Акронил, Акрел, Бакрил, Фторакс, бесцветная базисная пластмасса Стомакрил, базисные материалы фирмы «Радуга-Р». Из импортных аналогов отечественных базисных материалов поставляемых в Россию, можно отметить Паладон-65 (Heraeus Kultzer, Германия), Тревалон и Тревалон ДЕ ТРЕЙ (Dentsply, США), Футура акрил («Шутц-Дентал», Германия); холодной полимеризации — Vertex Castapress (Голландия), Palapress и Palapress Vario (Heraeus Kultzer, Германия); СВЧ-полимеризации — Акрон М Си («ДжиСи», Япония). Наибольшее распространение получили фотополимерные материалы фирм Kulzer, Ivoclar, ESPE, Dentsply, «Оксомат» и др.

Этакрил (АКР-15) — тройной сополимер, в отличие от метилметакрилатов старого поколения обладает более высокой прочностью, эластичностью и химической стойкостью.

Фторакс — фторсодержащий акриловый сополимер, обладает повышенной прочностью, химической стойкостью, полупрозрачен, в наибольшей степени соответствует по цвету мягким тканям полости рта.

Бакрил — относительно прочная акриловая пластмасса для базисов протезов, имеющая, по сравнению с другими, повышенную устойчивость к растрескиванию, стираемости, большую ударную вязкость и высокую прочность на изгиб, обладает хорошей технологичностью.

Пластмасса **бесцветная базисная** — содержит антистаритель тинувин, предохраняющий пластмассу от разрушения под воздействием агрессивных сред и повышающий ее прочность. В отличие от ранее выпускаемых подобных материалов обладает более высокой прочностью и прозрачностью. Наиболее прочным базисным

материалом считается Фторакс, который обладает повышенными прочностными свойствами и улучшенной биоинертностью.

Несмотря на постоянное повышение физико-механических свойств современных базисных материалов, частота поломок съемных пластиночных протезов после первого года пользования составляет от 3,6 до 10,4 %. Для ремонта и исправлений базисов съемных пластиночных протезов используют материалы холодного отверждения — **Редонт** и **Протакрил**. Мягкие пластмассы и изделия из них ремонту не подлежат, возможна лишь полная замена слоя.

Среди жестких базисных полимеров импортного производства можно выделить базисный материал на основе гидрофильных полимеров — **Hydrocril** (Италия), который содержит биосовместимый гидроксиэтилметакрилат. Свойства данного материала позволяют слюне равномерно растекаться по всей поверхности базиса, способствуя ретенции протеза. Водосорбционные свойства материала обеспечивают увеличение его объема в полости рта и таким образом, по мнению изготовителя, компенсируют полимеризационную усадку, что, по нашему мнению, глубоко ошибочно. Широко известны такие полимеры для изготовления базисов протезов, как **Паладон-65** (Kulzer, Германия), **Кронзин** (Cronsin, Германия).

Аналогами акриловых базисных пластмасс, поставляемых в Россию, являются: базисный полимер **Магнум** фирмы «Воко»; **Мега Л** фирмы «Мегадента» (Германия); **Футура** — акриловая пластмасса фирмы «Шутц-Дентал» (Германия); **Селекта-Тревалон, Тревалон-С** — акриловые пластмассы фирмы «Дентсплай» (США); **Акрон М Си** — акриловая пластмасса разных цветов: розовая, бесцветная, розовая с прожилками «сосудов» фирмы «ДжиСи» (Япония).

В последнее время широкое распространение получила насыпная технология изготовления базисов протезов, ортодонтических аппаратов и индивидуальных ложек. Для этой цели используются низкотемпературные пластмассы типа Dentaplast kfo (Bredent).

12.3.2. Эластичные базисные полимеры

Благодаря достижениям современной органической химии, клиническая стоматология получила возможность приступить к созданию эластичных (мягких) базисных материалов. Эластичные материалы находят все более широкое применение для изготовления лицевых и челюстных протезов и комбинированных пластиночных зубных протезов, при исправлении аномалий зубочелюстной

системы, при устранении врожденных дефектов в восстановительной хирургии и для изготовления челюстно-лицевых протезов при зияющих дефектах глотки и шейного отдела пищевода. Эластичные пластмассы все шире применяются в качестве мягких, амортизирующих слоев базисов протезов. Наличие мягкого слоя снижает болевые ощущения при наложении пластиночного протеза на острые костные выступы и способствует сокращению периода адаптации к протезам. Необходимость повышения адгезии протеза к слизистой оболочке полости рта, а также снижения интенсивности атрофических процессов костной ткани протезного ложа обусловила появление и широкое применение мягких эластичных материалов для базисов съемных пластиночных протезов. Они должны соответствовать следующим медико-техническим требованиям: прочно соединяться с материалом базиса, сохранять эластичность, иметь высокую износоустойчивость и смачиваемость, быть нетоксичными, цветостойкими и обладать технологичностью. Эластичные пластмассы используются для повышения эффективности протезирования съемными протезами и профилактики атрофических процессов. Эластичные материалы для базисов протезов в зависимости от природы материала подразделяются на 4 типа: акриловые, полихлорвиниловые, силиконовые и материалы на основе фторкаучуков (полифосфазеновые флюорэластомеры).

Акриловые эластичные пластмассы технологичны и прочно соединяются с твердым слоем базиса. Существенным недостатком акриловых пластмасс можно считать их относительно быстрое старение, проявляющееся потерей эластичности. Например, SR-Ивозил — эластичная пластмасса, предназначенная для выявления мест избыточного давления при пользовании съемными протезами; для получения анатомических и функциональных слепков беззубых челюстей, для оформления края базиса протеза с проведением функциональных проб по Гербсту. SR-Ивозил также используется как временный эластичный материал под жесткий базис сроком до 4 недель.

Наиболее современным и совершенным эластичным акриловым материалом в настоящее время является ПМП-Радуга производства фирмы «Радуга-Р». Особенности этого материала являются не только индифферентность и технологичность, но и форма выпуска. Мягкая базисная пластмасса выпускается в готовом для применения виде, не требующим смешивания компонентов и длительного замешивания. Применение ее возможно как при компрессионном, так и литевом способе прессования базисов протезов.

Идеально соединяется как с твердым слоем базиса, ранее полимеризованным, так и по технологии «тесто с тестом».

Пластмассы этого типа наиболее близки по эластичности к слизистой оболочке протезного ложа.

Силиконовые базисные материалы обладают высокой степенью эластичности, которая длительно сохраняется, но недостаточно прочно соединяются с базисом, имеют невысокую прочность, плохо смачиваются. К таким материалам относятся: Ортосил, Ортосил-М, Симпа, Моллопласт-Б, Моллосил, Софт Лайнер, Софтик-49, Уфи гель. Очень эффективно применение силикона Softbase фирмы BISICO.

Базисные эластичные пластмассы на основе *фторкаучуков* хорошо соединяются с акрилатами и имеют высокие физико-механические показатели. Недостатками являются сложность и несовершенство технологии изготовления съемных пластиночных двухслойных протезов. Производство материалов этой группы дорогостоящее и экологически опасное. Из представителей полифосфазеновых флюорэластомеров известна пластмасса Новус, применяемая в качестве мягкого слоя при перебазировании протезов и при изготовлении двухслойного базиса съемного протеза.

Полихлорвиниловые материалы лучше противостоят стиранию, чем акриловые и силиконовые, прочнее, чем силиконовые, крепятся к жесткому базису, но менее прочно, чем акриловые. Однако наличие в составе полихлорвиниловых композиций пластификатора обуславливает и недостатки, присущие пластмассам с внешней пластификацией — миграцию пластификатора и старение. К полихлорвиниловым эластичным пластмассам относятся Эладент-100, ПМ-01. Мягкая базисная пластмасса ПМ-01 и Эладент-100 в настоящее время не выпускаются.

В связи с несовершенством имеющихся материалов разрабатываются различные способы модификации базисных пластмасс, благодаря которым изменяются их физико-механические свойства, увеличивается прочность соединения пограничного слоя между твердым и мягким слоями базиса протеза, что позволило повысить функциональную эффективность съемных протезов и понизить интенсивность течения атрофического процесса в тканях протезного ложа. Целью этих модификаций явилось совершенствование ортопедического лечения беззубых больных с помощью применения съемных пластиночных протезов полного зубного ряда с заранее заданной комбинацией степеней эластичности базисной пластмассы и появление эластичного базиса различной

толщины. В первом варианте протез имеет в толще базиса и в области его соединения с искусственными зубами жесткую основу, а во внешних слоях протеза, прилегающих непосредственно к тканям протезного ложа, — эластичный слой базисной пластмассы. Отличительными особенностями этого варианта являются: плавный переход степени эластичности от жесткого слоя к мягкому, высокая адгезионно-когезионная прочность между базисными материалами и увеличенный диффузионный слой. Общий диффузионный слой в пластифицированных образцах увеличивается по толщине примерно на 2,5 мм, что связано с процессами диффузии компонентов модифицированных композиций (протезы изготавливаются путем модификации эластичной пластмассы 1% -й стеариновой кислотой и жидкостью жесткой базисной пластмассы — ДБФ). Развитие диффузного слоя связано с консистенцией и реологическими свойствами формуемых базисных пластмасс и зависит от временного интервала между процессом прессования и полимеризации базисных пластмасс. Благодаря увеличенному переходному слою между жесткой и эластичной базисными пластмассами происходит дифференцированное распределение жевательного давления по всему протезному ложу, так как промежуточный слой в толще базиса служит своеобразным амортизатором. Известно, что эластичная часть базиса хорошо воспроизводит макро- и микро рельеф слизистой оболочки протезного ложа; снижает болевые ощущения, особенно при наличии острой внутренней кривой линии на нижней челюсти, экзостозов, истонченной слизистой оболочки; способствует замедлению атрофических процессов в подлежащей костной ткани. Поэтому решающим фактором в обеспечении прочностных свойств подобной системы должен быть равномерный переход от жесткого полимерного слоя к мягкому. Во втором варианте используется дифференцированный базис, толщина которого может варьировать по поверхности базиса протеза в зависимости от условий протезного ложа. Известно, что базис протеза нередко балансирует на челюсти, если лежащие под ним ткани имеют различную степень податливости. Балансирования можно избежать, если базис будет дифференцированным.

12.3.3. Этапы создания эластичных базисных полимеров

Врачу-ортопеду необходимо знать этапы развития эластичных полимеров, их спектр, достоинства и недостатки. Поливинилхлоридные материалы являются родоначальниками эластичных

полимеров, выпускаются в комплектации порошок + жидкость и в виде ламинированного геля. Эти материалы — сополимеры винилхлорида с другими мономерами — относятся к пластмассам высокотемпературной полимеризации. В недавнем прошлом отечественной промышленностью выпускались и поступали в торговую сеть России Эладент-100, Боксил. Показанием к применению материалов было наличие костных выступов и острого альвеолярного гребня, а также изготовление obturаторов. Более современным материалом, близким по природе Эладенту-100, оказался ПМ-01 производства завода «Стома» (Украина), который также был показан для изготовления двухслойных базисов протезов при остром альвеолярном гребне, его значительной атрофии и костных выступах. Материал представлял собой сополимер хлорвинила с бутилакрилатом. Мягкий слой из ПМ-01 отличался постоянной эластичностью в течение 3–4 месяцев, относительной прочностью связи с жестким слоем базиса протеза. Применение предусматривало 2 способа: «тесто к тесту» и нанесение мягкой подкладки на готовый протез. Прочная связь базисной пластмассы с мягким слоем из ПМ-01 возникала только при контакте материалов в тестобразном состоянии и обязательной горячей полимеризации.

Недостатки поливинилхлоридных материалов дали толчок к более активному развитию других материалов — появилась группа **акрилатов**, горячей и холодной полимеризации. Порошок представляет собой сополимеры акриловых мономеров, для которых характерна более низкая молекулярная масса, отсюда их высокая временная эластичность.

Представителем акрилатов является SR-Ивозил (Ivoclar, Лихтенштейн), его применяют в качестве временного мягкого слоя до 4 недель с обязательным предварительным использованием адгезива перед нанесением массы. Достоинствами SR-Ивозила являются: высокая текучесть и прилипаемость, несложная коррекция, возможность индивидуального подбора консистенции и цвета материала. Недостаток — быстрое старение, проявляющееся в потере эластичности, слабо противостоит истиранию. Материалам этой группы присущи все недостатки полимеров с внешней пластификацией.

Параллельное развитие получила группа **эластичных силиконовых** полимеров. Для материалов этой группы характерны холодная вулканизация и длительная эластичность композиции. Благодаря этим свойствам они получили значительное развитие. Ранее был распространен Ортосил, который применяли в качестве

мягкой подкладки в комбинированных базисах протеза при неравномерной податливости мягких тканей, покрывающих альвеолярные гребни и твердое нёбо; наличии костных выступов и экзостозов на протезном ложе, часто очень болезненных острых краев челюстно-подъязычной линии нижней челюсти; выраженном нёбном торусе; резкой атрофии альвеолярного гребня такой степени, когда никакими другими общеизвестными методами не возможно добиться полноценной стабилизации протезов. Эластичность сохранялась в полости рта в течение года. Из зарубежных аналогов можно отметить Моллопласт-Б, Моллосил (Германия), Софт Лайнер фирмы «ДжиСи» (Япония), Софтик 49 фирмы Кегг (США). Полимеры хорошо смачиваются слюной, плотно прилегают к слизистой оболочке и таким образом способствуют высокой адгезии протеза к протезному ложу и улучшению его фиксации. Материалы инертны и не набухают в ротовой жидкости. Они не поддаются воздействию микрофлоры полости рта, не содержат пластификаторов, которые, как правило, вымываются. Поэтому они сохраняют эластичность в отдельных случаях в течение ряда лет. Применяются для изготовления боксерских шин и капп, для лечения бруксизма, могут наноситься на наружную поверхность протеза верхней челюсти, имитируя поперечные нёбные складки, используются при наличии острых костных выступов, покрытых тонкой слизистой оболочкой, значительной или полной атрофии альвеолярного гребня. Данные полимеры также показаны в целях профилактики странгуляционных полос по периметру протеза, создания «мягкой подушки» в проекции подбородочного отверстия, линии «А», челюстно-подъязычной линии, позадиальварных отделов, нёбного валика, в сложночелюстных протезах, а также при грушевидной форме (рельсовый профиль) сечения альвеолярного гребня. Эластичные силиконовые полимеры просты в употреблении, поставляются в тестообразной, готовой к употреблению консистенции. Их извлекают из емкости и прижимают к заранее приготовленной твердой пластмассе на подложке. После полимеризации эластичный слой связывается с жесткой пластмассой.

К недостаткам силиконовых полимеров относят: недостаточное сращение с базисом протеза, невысокая прочность на разрыв, слабое противостояние истиранию, трудность коррекции, слабые амортизирующие свойства, высокая стоимость, препятствующая широкому распространению материалов.

Более эластичными высокотехнологичными полимерами являются **полифосфазеновые флюорэластомеры**, используемые в

качестве мягких слоев при перебазировании протезов и изготовлении двухслойных базисов протезов. Среди них известна пластмасса **Новус-тм** (США), которая выпускается в виде пластин, ламинированных в полиэтилен, подлежащих хранению в холодильнике. Технология подкладки в принципе не отличается от таковой большинства эластичных материалов. Обязательным является изготовление прокладок, создающих пространство для Новус-тм. Их готовят наподобие индивидуальной ложки из базисного воска, силикона, специальной бумаги, оловянной фольги, полистирола. Кроме того, необходимо между базисом протеза и пластинкой Новус-тм проложить слой свежего акрилового теста базисной пластмассы горячей полимеризации. Соответственно с базиса протеза сошлифовывают слой пластмассы. При этом остающийся жесткий слой не должен быть тоньше 1 мм. Сама прокладка имеет толщину 1,5 мм (на уровне гребня — до 2,5 мм). Сторону пластинки Новус-тм, которая будет соприкасаться с базисом протеза, смачивают мономером. Полимеризацию предпочтительнее проводить, поместив кювету в воду при температуре 74 °С на 8 часов. Можно выдерживать кювету при этой температуре всего 2,5 часа, затем довести воду до кипения и кипятить 30 минут. Но первый способ предпочтительнее. При нем эластичность пластмассы дольше сохраняется. Следует также отметить, что Новус-тм является дробителем жевательной нагрузки и по этим качествам, согласно утверждению фирмы-изготовителя, превосходит акриловые и силиконовые.

12.3.4. Основные свойства базисных полимеров

Различают механические, технологические, физические, химические и биологические свойства базисных материалов.

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

Твердость называется способность поверхностного слоя базисного материала противостоять деформации от статического или динамического сжимающего усилия. Испытания на твердость служат для оценки сопротивления материала — пластической деформации на его поверхности.

Прочность — свойство твердого тела сохранять целостность при действии нагрузок. Прочностные свойства характеризуются *пределом прочности* — величиной напряжения, при котором происходит разрушение тела. Для стоматологических материалов

важны следующие прочностные свойства: прочность на сжатие, растяжение, изгиб, твердость, ударная вязкость, хрупкость, усталостная прочность.

Истираемость — выделяют как отдельный показатель прочности. Важное значение имеет при шлифовке, полировке и других видах обработки протезов, особенно необходимо учитывать изнашиваемость в области контактирующих и антагонизирующих жевательных поверхностях искусственных зубных рядов.

Имеющийся арсенал базисных стоматологических пластмасс не всегда позволяет изготовить съемные зубные протезы достаточной прочности, особенно в сложных клинических случаях. Недостатками базисных материалов являются **невысокая ударная вязкость и прочность при изгибе**. Под действием механических сил все тела деформируются, а при достаточно сильном или длительном воздействии — разрушаются, поэтому помимо прочностных выделяют и **деформационные свойства**. Из деформационных свойств для базисных материалов имеют значение упругость, высокоэластичность, жесткость, мягкость, пластичность, эластичная деформация (рековери).

Упругость и эластичность — свойства материала восстанавливать свою форму и размер после прекращения действия внешних сил. Высокой упругостью обладают эластичные полимеры для мягких слоев базисов в двухслойных протезах. **Упругая деформация** твердых тел происходит почти мгновенно, вслед за приложением внешней силы, и имеет незначительную величину. Эластичные тела, например эластичные полимеры, также проявляют упругую деформацию, но соответствие между величиной усилия и величиной деформации носит другой характер — незначительное усилие вызывает значительное удлинение образца. Процесс запаздывающего перехода структурных частиц тела в новое состояние равновесия, соответствующее деформирующему усилию, называется *релаксацией*.

Для каждого материала существует свой предел упругости. **Пределом упругости** называется максимальная сила, действующая на единицу поперечного сечения образца, после снятия которой исследуемый образец еще может возвратиться в первоначальное положение. Упругость является важным показателем при выборе конструкционных материалов.

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

Усталость — свойство материала разрушаться под влиянием часто повторяющихся знакопеременных сил. Полное разрушение конструкции протеза может наступить под воздействием самых минимальных следующих друг за другом противоположных по направлению нагрузок, т. е. таких сил, которые значительно меньше предела упругости этого материала.

Жесткость и мягкость — качественные характеристики деформируемости твердых тел.

Эластичная деформация (рековери) характеризует степень восстановления формы и размера после снятия нагрузки.

Технологические свойства — свойства материалов, которые позволяют определить, какой технической обработке может быть подвергнут материал, а также возможности наиболее эффективного его использования. К технологическим свойствам базисных материалов можно отнести текучесть, вязкость, усадку.

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

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

Усадка — сокращение размера тела при переходе из расплавленного состояния в твердое или из более нагретого в менее нагретое состояние. Различают объемную и линейную усадку. **Объемная усадка** — уменьшение объема тела. **Линейная усадка** — уменьшение размера тела в прямолинейном направлении (по длине и ширине). Степень усадки материала характеризуется отношением уменьшенного объема изделия к первоначальному его объему и выражается в процентах. При изготовлении протезов необходимо учитывать не только усадку основных и вспомогательных материалов, но и величину их **теплового линейного и объемного расширения**.

Особенно важно учитывать этот момент при применении различных по свойствам материалов в одной конструкции (фиксирующие элементы, армирование базиса), так как из-за разности коэффициентов теплового расширения во время полимеризации

могут возникать внутренние напряжения, трещины базиса, значительно снижающие его прочность. С учетом этих моментов необходимо применять такие технологии изготовления протезов, которые наиболее полно компенсируют усадку, с расширением конструкционных и вспомогательных материалов.

К физическим свойствам материалов можно отнести плотность, температуру полимеризации, расширение, теплопроводность, цветостойкость и др.

Плотность — масса вещества в единице объема (г/см^3). Ее необходимо знать для расчета количества материала, например для замены восковой конструкции базисной пластмассой.

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

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

К химическим свойствам материалов относят их взаимодействие со средой, в которой они постоянно пребывают (в частности, со средой полости рта), и изменения, которые в них происходят.

Эластические свойства большинства пластмасс обусловлены процессом пластификации, возникающей во время полимеризации.

Пластификацией называется процесс повышения пластичности материала в условиях его переработки или эксплуатации. Различают внешнюю, внутреннюю и механическую пластификации.

Внешняя пластификация — процесс введения пластификаторов — веществ, совмещающихся с полимером, т. е. образующих истинный раствор пластификатора в полимере. В качестве пластификатора в стоматологических материалах используют диоктилфталат, себацинаты, дибутилфталат, фталаты высших спиртов. Введение пластификатора изменяет такие свойства полимера, как понижение температуры стеклования и температуры текучести. При большом содержании пластификатора такие физико-механические свойства полимера, как модуль упругости, прочность и долговечность снижаются. За счет уменьшения межмолекулярных сил в полимере повышается пластичность.

Внутренняя пластификация достигается за счет сополимеризации, при которой в полимерную цепь вводятся мономерные

звенья другого мономера, снижающие жесткость цепи макромолекулы. Улучшение одних свойств за счет пластификации часто оборачивается ухудшением других (прочность, теплостойкость). В результате выщелачивания и улетучивания пластифицированные полимеры быстро стареют. Целесообразнее применять внутреннюю пластификацию. **Механическая пластификация** осуществляется путем вытяжки полимера, нагретого выше температуры стеклования, и охлаждения в растянутом состоянии, в результате чего повышается прочность, гибкость и морозостойкость.

Высокая эластичность мягкого слоя двухслойного базиса необходима для избежания разрывов его во время функциональных нагрузок. Эластичность материала базиса съемного пластинчатого протеза определяется **степенью релаксации напряжения**. Чем выше скорость релаксации, тем меньше внутренние напряжения в эластичном слое базиса. Исследованиями доказано, что время разрушения любого материала определяется величиной действующих напряжений. **Релаксация полимера** — ослабление напряжения, созданного внешним воздействием, используется при формовке полимеров. При этом имеется в виду замедленная реакция материала на внешнее воздействие. Всякая деформация полимера под действием внешних сил не сопровождается мгновенной перестройкой внутренней структуры. Для этого требуется некоторое время — время релаксации. Если быстро деформировать полимер и поддерживать степень деформации постоянной, то необходимое для этого напряжение постепенно уменьшается — релаксация напряжения. При повышении степени полимеризации скорость релаксации уменьшается.

Остаточный мономер — часть мономера, не вступившего по разным причинам в реакцию полимеризации. Полимеризат всегда содержит остаточный мономер, количество его зависит от многих факторов: природы инициатора, температуры, времени полимеризации и др. 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, необходимо добиваться минимального содержания остаточного мономера. Пластмассы горячего отверждения содержат около 0,5 %, самотвердеющие до 3–5 % мономера. Остаточный мономер оказывает существенное влияние на прочность и другие свойства полимера. Так, при содержании мономера более 3 % происходит резкое снижение прочности, повышенное

водо-, масло- или спиртопоглощение, более быстрое старение пластмассы.

Свободный мономер — это суммарное количество остаточного мономера и количества мономера, освобождающегося в процессе старения пластмасс, т. е. в процессе медленной деполимеризации и деструкции.

Связанный мономер — часть оставшегося в полимеризате мономера, которая связана силами Ван-дер-Ваальса с макромолекулами. Этот мономер мигрирует к поверхности изделия и растворяется в средах, контактирующих с зубным протезом.

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

Таким образом, наличие большого количества современных базисных полимеров, информированность специалистов по ортопедической стоматологии об их основных свойствах, достоинствах и недостатках, технологии применения позволяют провести правильный выбор конструкционного материала, обеспечив тем самым изготовление съемного протеза с высокой биологической и функциональной эффективностью.

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

Водопоглощение приводит к изменению геометрических форм базисных протезов, ухудшая механические свойства. Уровень водопоглощения служит косвенным показателем микроструктуры пластмассы и очевидно обуславливает проницаемость ее для микроорганизмов. Степень водопоглощаемости зависит от вида пластмассы, наличия или отсутствия в ней замутнителя, контакта пластмассового теста с водой в процессе полимеризации. Водопоглощение также зависит от количества остаточного мономера, после выхода которого его место занимает вода. Сорбционная вода резко снижает прочность пластмасс. Снижаются такие показатели, как твердость, сопротивление вдавлению, жесткость и др. Одновременно может происходить и потеря растворимых веществ, что в свою очередь ведет к изменению размера изделия.

По данным литературы, при выдержке акриловых базисных материалов в водной среде значительно ухудшаются их статические прочностные свойства. Известно, что полимеризация пластической массы может осуществляться в условиях комнатной температуры, но продолжительность этого процесса будет исчисляться сутками. С целью ускорения превращения низкомолекулярной массы в высокомолекулярную и обеспечения более высоких механических свойств готового изделия (протеза) полимеризацию осуществляют под воздействием высокой температуры в воде. Кипячение также способствует уменьшению остаточного мономера в изделии, которое крайне нежелательно, так как обуславливает более быстрое старение пластической массы и оказывает вредное воздействие на подлежащие ткани в полости рта.

При полимеризации образуются пары мономера, которые не имеют выхода наружу. Это приводит к образованию пористой структуры материала, называемой **газовой пористостью**. Чтобы избежать газовой пористости и обеспечить изделию из акриловой пластмассы высокие механические свойства, нужно строго придерживаться температурного режима полимеризации. Кроме газовой пористости может образоваться пористость гранулярная и пористость от недостаточного сжатия. **Гранулярная пористость** может возникнуть в результате неправильного соотношения порошка и жидкости во время подготовки пластмассового теста. Чаще она проявляется в тонких участках формы, где пополнение испарившейся части мономера за счет глубже расположенного слоя затруднено. **Пористость от недостаточного сжатия** возникает в результате низкого давления в пресс-форме в период полимеризации массы. С целью предупреждения этого вида пористости формовку осуществляют только в стадии полного набухания массы. Следует тщательно следить за тем, чтобы форма была полностью заполнена на всех участках.

Кроме вышеуказанных недостатков в процессе полимеризации акриловой пластмассы могут возникнуть **внутренние напряжения**, которые резко понижают механические свойства пластмассы. Напряжения появляются главным образом вследствие неравномерной толщины базисной пластинки, резкого охлаждения кюветы после полимеризации, наличия вмонтированных в пластмассовые изделия деталей из материалов, коэффициент термического расширения которых отличается от такового для акриловой пластмассы (металлические дуги, фарфоровые зубы, арматура, металлические, полимерные или стекло либо углеволоконные сетки,

ретенционные элементы, магниты и т. д.). Внутренние напряжения способствуют деформации базиса. Для устранения напряжений необходимо стремиться к моделировке базиса равномерной толщины, медленному охлаждению кюветы после полимеризации. Не следует допускать пребывания изделий в условиях низких температур без закрепления их в постоянной форме.

При полимеризации по общеизвестной методике в водяной бане разрыхляется его структура, возникают специфические напряжения и пористость, особенно поверхностная, которую можно наблюдать на поверхности протеза в виде белесоватой пленки, большая полимеризационная усадка, постоянное высыхание и последующее смачивание протеза, что приводит к старению пластмассы. Пластмассовые протезы испытывают значительные знакопеременные нагрузки, что приводит к появлению микротрещин и, следовательно, к поломкам. А. И. Дойников считает, что одним из факторов, способствующих разрушению съемного протеза, является его напряженно-деформированное состояние. Он также указывает, что величина напряжения и деформация протеза зависят от:

- 1) высоты альвеолярного гребня и альвеолярной части: чем меньше высота гребня, тем больше напряженное состояние в протезе и его деформация;
- 2) степени податливости опорных тканей протезного ложа: чем больше степень податливости, тем больше напряжение и деформация;
- 3) степени нагрузки: чем больше нагрузка, тем больше напряжение;
- 4) поперечного сечения базиса протеза: чем больше поперечное сечение, тем меньше величина напряжений и деформаций при равных величинах нагрузок;
- 5) физико-механических свойств базисного полимера: чем меньше прочностные показатели, тем больше напряженное состояние.

Напряжение в протезе во время функции увеличивается в зависимости от величины податливости опорных мягких тканей протезного ложа:

- 1) при наличии у пациента в полости рта значительной степени податливости слизистой оболочки протезного ложа (1,5 мм и более) необходимо использовать полимеры, содержащие в своем составе эластомеры или каучук (например, Фторакс);

- 2) при тонкой и нормальной слизистой оболочке протезного ложа с податливостью 0,2-1,0 мм можно рекомендовать Этакрил.

Известно, что методы прессования далеко не совершенны — линейные изменения базисов съемных протезов (полимеризационная усадка) наблюдаются постоянно. Так, при замене воска методом прессования средняя усадка пластмассы составляет 5-7 %, в то время как при формовке теста методом литья — от 0,25 до 0,5 %. Интересен тот факт, что линейные изменения по различным направлениям различны. Возврат линейных размеров к первоначальному (восковой базис), по данным А. И. Дойникова, происходит в течение 6 месяцев. Отмечено, что протезы из Фторакса в первые 24 часа после изготовления имеют усадку 0,228 %, а из Этакрила — 0,325 %.

Важными параметрами при выборе полимера являются теплоустойчивость и теплопроводность. Величина теплостойкости определяет предельную температуру эксплуатации сополимерных базисных материалов. Т. е. это та предельная температура, при которой сополимерный материал выдерживает определенную нагрузку в течение заданного времени. Рабочие температуры использования стоматологических сополимерных базисных материалов и процессы их обработки (шлифовка, полировка и т. д.) должны находиться в пределах их теплостойкости. В противном случае будут происходить изменения механических характеристик этих материалов и их геометрических размеров.

Теплопроводность характеризует способность материалов передавать тепло и зависит от природы сополимерной матрицы, природы и количества наполнителя. С повышением молекулярной массы полимеров теплопроводность возрастает.

Как известно, все материалы подвержены процессам старения, что отрицательно влияет на их физико-механические свойства. В основе старения сополимеров лежат различные физико-химические процессы, связанные с разрывом макромолекулярных цепей и образованием более низкомолекулярных продуктов. Процессы эти называются деструкцией и протекают в сополимерных стоматологических композициях под воздействием биологических сред, механического напряжения, довольно значительных перепадов температуры. Деструкция резко снижает физико-механические свойства сополимеров, может служить источником вредных для организма токсических соединений, приводит к изменению физических свойств сополимеров, что является причиной появления

хрупкости сополимерных композиции и, как следствие, потери работоспособности сополимеров, т. е. происходит старение материала.

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

В последние 10–20 лет в стоматологических клиниках все большее распространение получают светоотверждаемые композиционные материалы для изготовления несъемных и съемных конструкций зубных протезов.

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

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

В качестве восстановителей могут применяться третичные амины, вторичные спирты, тиолы, дизамещенные амины, тетразамещенная мочевины и другие соединения.

Что касается третьего компонента (наполнителя), то он, реагируя с матричными мономерами и обеспечивая высокую степень совместимости наполнителя и матрицы, создает высокие прочностные свойства стоматологических материалов. Наполнителями могут служить модифицированные аэросилы (кремнеземы), другие органические и неорганические вещества, вводимые при производстве материалов для придания им определенных свойств. Композиты, наполненные модифицированными кремнеземами МВДХС и ГВС-9, применяются, например, при производстве материала Оксомат-3.

Однако технологии работы с данными материалами не получили в практике широкого применения из-за высокой стоимости оборудования и расходных материалов по сравнению с традиционными.

12.4. МЕТОДЫ ФОРМОВАНИЯ И ПОЛИМЕРИЗАЦИИ БАЗИСОВ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

Функциональная ценность съемного пластиночного протеза во многом зависит от максимально точного соответствия внутренней поверхности его базиса макро- и микрорельефу слизистой оболочки протезного ложа. Качество формования и режим полимеризации базисного материала влияют на физико-химические, и механические свойства базиса протеза. Любой протез является строго индивидуальным, имеет сложный профиль, и поэтому, в отличие от промышленного формования, базисные пластмассы прессуют в индивидуальные гипсовые пресс-формы. Формование изделий из пластмасс представляет собой сложный процесс, в течение которого в короткий срок изменяется физическое состояние материала, его химическое строение и состав.

Технология замены восковой модели базиса протеза на пластмассу предусматривает такие лабораторные этапы, как получение пресс-формы, приготовление формовочной композиции прессования и полимеризация пластмассы. Весь технологический цикл изготовления зуботехнического изделия из пластмассы преследует основную цель — получить пластиночный протез с наиболее высокими физико-механическими свойствами. Для достижения этой цели необходимо создание условий, при которых структура полимера была бы наиболее плотной. Это зависит от способа формования, соблюдения оптимального температурного режима полимеризации, различного для разных видов пластмасс и зависящего от среды (влажная или сухая), в какой происходит полимеризация.

12.4.1. Традиционные методы формования базисов съемных протезов

Прессование — это технологический процесс, в основе которого лежит сжатие или уплотнение материала, помещенного в форму. Если уплотнение достигается путем непосредственного сжатия материала между частями формы (штампом и контрштампом), процесс называется *компрессионным* прессованием. Если же материал вводится в закрытую форму через литниковый канал и затем уплотняется, процесс называется *литьевым* прессованием.

В ортопедической стоматологии основными методами формования изделий из пластмасс являются: компрессионное прессование в разъемных пресс-формах, литье под давлением и свободная формовка.

Одной из особенностей компрессионного метода прессования базисных пластмасс является получение разъемной гипсовой пресс-формы. Для получения пресс-форм применяют стандартные металлические кюветы, состоящие из двух половин — основания кюветы и контрштампа со съемными крышками. Существуют **прямой, обратный и комбинированный методы гипсования** восковой репродукции протеза в кювету, отличающиеся положением искусственных зубов по отношению к беззубому участку модели. Различие заключается в том, что после выплавления воска из кюветы при прямом способе гипсования модель и искусственные зубы находятся в одной и той же части кюветы (на модели), а при обратном — модель остается в одной части, а зубы переходят в другую (в контрштамп). При комбинированном способе часть зубов, в зависимости от показаний, переходит в контрштамп или остается на модели (например, при постановке передних зубов без искусственной десны, а жевательных — на десне при наличии ряда гипсовых зубов модели челюсти). После выплавления воска при составлении половин кюветы внутри ее образуется полость, соответствующая контурам и объему протеза.

12.4.1. Техника изготовления пластмассовых базисов протезов

При замене воска на пластмассу необходимо предварительно загипсовать модель в кювете. Кювета представляет собой металлическую коробку, состоящую из 3 или 4 частей, т. е. двух половин и одной или двух крышек. По величине кюветы подразделяют на малые, средние и большие, благодаря чему в них можно помещать модели челюстей разных размеров. Желательно, чтобы нижняя часть (основание) кюветы была выше, чем верхняя. Основание кюветы бывает цельнолитое или с отделяющимся дном. Вторая половина кюветы всегда имеет снимающуюся крышку. Все части кюветы снабжены приспособлениями (выступами, пазами и т. п.), обеспечивающими точность их сборки. Материалом для кювет служат медные, железные, алюминиевые сплавы, текстолит. Наилучшими следует признать медные (латунные) кюветы, так как они мало поддаются коррозии, не деформируются во время прессования и имеют хорошую теплопроводность.

12.4.1.2. Метод прямого гипсования

Отделив модель от артикулятора, обрезают излишки гипса круглой пилой на электромоторе или небольшой ручной пилой. Высота модели должна быть такой, чтобы зубы не выступали над уровнем бортов нижней половины кюветы, а между моделью и дном кюветы оставалось некоторое пространство для небольшого слоя гипса.

Перед гипсованием модель погружают в холодную воду на 3–5 минут (до прекращения выделения пузырьков воздуха с поверхности модели), чтобы в гипсе не образовались пузыри, способствующие смещению зубов.

Подготовив модель для гипсования, заполняют гипсом основание кюветы. Покрыв предварительно гипсом зубы и межзубные промежутки, погружают модель в кювету таким образом, чтобы вестибулярные поверхности протеза и зубов были закрыты гипсом, а пластинка, покрывающая небо или альвеолярный отросток с язычной стороны, оставалась свободной.

Жевательные поверхности и режущие края искусственных зубов должны быть закрыты слоем гипса толщиной в 3–5 мм, который мог бы удержать их на месте во время формования. В тех случаях, когда просвет между жевательными зубами и моделью недостаточен для удобного формирования искусственной десны, рекомендуется не закрывать гипсом жевательную поверхность этих зубов полностью, а лишь несколько перекрыть ее с щечной стороны. При этом отпечаток жевательной поверхности получается на гипсовом контрштампе; зубы можно снять и затем с помощью контрштампа поставить на место.

При гипсовании модели нижней челюсти в большинстве случаев приходится более или менее значительно (в зависимости от формы челюсти) закрывать гипсом язычную сторону пластинки, так как здесь образуются захваты, которые не позволяют вывести контрштамп при разъединении частей кюветы без поломки.

Не доводя гипс в кювете до полного отверждения, приступают к его обработке. Специальным ножом или шпателем срезают излишки гипса, чтобы над зубами оставался удерживающий их гипсовый валик. Валик скашивают на нет к бортам кюветы; поверхность валика, обращенную в сторону базиса протеза, также делают отлогой, чтобы ни что не препятствовало разъединению частей кюветы. Поверхность гипса окончательно сглаживают, после чего наносят на нее изоляционный слой или кладут кювету в воду, как

это делается при отливке моделей. Для получения изоляционного слоя применяют специальные разделительные лаки. После этого обе половины кюветы складывают вместе и заполняют кювету гипсом вровень с бортами для получения контрштампа. Гипс следует наливать небольшими порциями, при этом кювету располагают на вибростоле, чтобы не образовывалось воздушных пузырей. Закрыв кювету крышкой, ее ставят под пресс для плотного соединения всех частей, излишки гипса при этом вытесняются наружу. После затвердения гипса необходимо выплавить воск из кюветы. Для этого скрепленную кювету опускают дном вверх в сосуд с кипящей водой и оставляют там до полного расплавления воска (на 5–10 минут). Чтобы не загрязнить кювету и модель, расплавленный воск собирают с поверхности воды и только после этого достают кювету. Для окончательного удаления остатков воска кювету промывают струей кипящей воды, а затем обрабатывают паром из пароструйного аппарата. Освобожденное от воска пространство должно быть в дальнейшем заполнено пластмассой.

12.4.1.3. Метод обратного гипсования

Подготовленную модель опускают в воду до насыщения и затем гипсуют. Основание кюветы заполняют разведенным гипсом и погружают в него модель таким образом, чтобы зубы и искусственная десна выступали над уровнем ее бортов. Зубы и восковой базис как с наружной, так и с внутренней стороны гипсом не покрывают. Поверхность гипса сглаживают и опускают кювету на несколько минут в воду.

Контрштамп отливают обычным способом, обращая особое внимание на то, чтобы в гипсе не образовались пузыри, которые могут служить причиной смещения зубов. Во избежание этого гипс наливают небольшими порциями и аккуратно прижимают к вибростолу. Закрыв кювету крышкой, ее ставят под пресс и внимательно проверяют, чтобы все части плотно сошлись. При обратном гипсовании это очень важно.

Когда гипс затвердеет, кювету опускают в кипящую воду на 5–10 минут для расплавления воскового базиса. Лишь после того, как воск появится на поверхности воды, кювету вынимают и осторожно разъединяют ее части. Остатки воска смывают струей кипятка и оставляют кювету открытой до полного охлаждения.

Кроме двух основных способов гипсования — прямого и обратного — можно использовать комбинированный способ, который заключается в комбинации прямого и обратного. Его применяют,

когда передние зубы поставлены без искусственной десны, а жевательные — на десне. В этих случаях перевод гипсовых зубов в контрштамп нецелесообразен из-за опасения их разрушить при последующей работе.

12.4.1.4. Формование базисной пластмассы

При замесе необходимо учитывать, что излишек мономера дает отрицательные результаты, в частности способствует образованию пор в протезе и повышению процента усадки.

Очень важно неукоснительно соблюдать пропорции смешивания и режимы формования пластмасс согласно инструкции завода-изготовителя.

За усредненную принята следующая пропорция: на 3 весовые части порошка (полимера) 1 весовая часть жидкости (мономера). Для удобства дозировки мономера в объемных единицах, для одного верхнего или нижнего протеза берут 11–12 г порошка и 4–4,5 см³ мономера. Отвешенное количество порошка насыпают в толстостенный стакан или в стеклянный или фарфоровый сосуд цилиндрической формы, туда же наливают отмеренное количество мономера, а затем шпателем (лопаткой), изготовленным из неокисляющегося металла, тщательно перемешивают массу для насыщения порошка мономером. Затем во избежание улетучивания мономера стакан накрывают стеклянной пластинкой или какой-либо чистой крышкой и выдерживают массу при комнатной температуре до полного набухания ее частиц.

В течение этого времени консистенция массы изменяется от пескообразной до тестообразной. При получении формовочной массы различают следующие стадии: песочная, тянущихся нитей, тестообразная, резиноподобная.

Песочная стадия появляется сразу после смешивания порошка с жидкостью и продолжается до 5 минут (в зависимости от температуры окружающей среды). На этой стадии можно использовать смесь для литьевого прессования базисных пластмасс горячего отверждения минуя стадию набухания и созревания. Некоторые авторы допускают литье акриловой пластмассы горячей полимеризации и в тестообразной стадии, но предварительно охлажденной и завернутой в полиэтиленовую пленку во избежание прилипания ее к внутренним стенкам цилиндра. Использовать пластмассу в песочной стадии для компрессионного прессования не допустимо.

Стадия тянущихся нитей характеризуется высокой липкостью массы, появлением тянущихся нитей, высокой текучестью и

пластичностью. На этой стадии готовности материала его используют в ситуациях, требующих адгезии.

Тестообразная стадия характеризуется утратой липкости массы, хорошей пластичностью и слабой текучестью. На этой стадии используют массу для компрессионного прессования.

Резиноподобная стадия характеризуется тем, что форма, которую придали материалу в предыдущей стадии, почти полностью сохраняется и материал не подлежит дальнейшей формовке.

Набухание происходит в течение **15—40** минут в зависимости от температуры помещения. За это время 2-3 раза повторяют помешивание массы шпателем. Масса считается готовой, когда она приобретает консистенцию мягкого теста без заметной зернистости и перестает прилипать к шпателю и стенкам сосуда.

Формование базиса производится в остуженной до комнатной температуры кювете. Отводных каналов в гипсе делать не нужно, так как излишки пластмассы легко вытесняются через пространство между половинками кювет. Перед закладкой пластмассы в форму те поверхности зубов, которые будут соединяться с базисом, а также отростки кламмеров должны быть обезжирены, для чего их тщательно протирают мономером.

Приготовленную для формования массу вынимают из стакана отдельными порциями на каждый протез. Массе придают форму, соответствующую базису верхнего или нижнего протеза, и заполняют ею гипсовую форму, уплотняя материал в наиболее глубоких местах. Затем пластмассу, уложенную в одну половину кюветы (штамп), покрывают увлажненным и насухо вытертым целлофаном и накрывают другой половиной кюветы (контрштамп), после чего пресс-форму помещают под пресс и постепенно сжимают пресс-форму, оставляя между обеими частями кюветы щель величиной от **1** до **1,5** мм. **Уплотнение массы** в процессе прессования необходимо проводить осторожно и медленно, ощущая при этом податливость или текучесть массы. При этом накладываемое давление на пресс-форму во избежание повреждения гипса должно быть минимальным ($50-80 \text{ кг/см}^2$). Прессование необходимо проводить в два этапа с контрольной проверкой и удалением излишков пластмассы до полного заполнения формы. Кювету раскрывают для контроля заполнения пространства формы, а излишки пластмассового теста обрезают шпателем по границам протеза и удаляют. Если массы теста в кювете окажется мало, то добавляют еще порцию, что крайне не желательно. Кювету окончательно и плотно прессуют, а после трехминутной выдержки под прессом -

немедленно заворачивают в металлическую раму (бюгель). Нельзя оставлять заформованные кюветы без давления из-за возможности образования пор. Заформованная масса должна находиться под постоянным давлением вплоть до остывания кюветы после полимеризации, что способствует формированию более плотной структуры базиса и уменьшению усадки.

При обратном способе гипсования требуется особенно тщательная прессовка. Если между половинами кюветы образуется щель, зубы займут другое положение, не то, какое они занимали при постановке в воск. Изменение положения зубов в базисе приведет к изменению высоты нижнего отдела лица.

При комбинированном способе гипсования формование теста производится одновременно в обеих половинах кюветы. В штампе пластмассу закладывают в области зубов, шлифованных к модели, и отростки кламмеров. В контрштампе тесто укладывают на участки базиса, удерживающего боковые зубы и создающего искусственную десну.

Во время контрольного прессования между двумя порциями пластмассы, т. е. между штампом и контрштампом, прокладывают целлофан.

12.4.2. Способы повышения качества пресс-форм

Получению пресс-формы необходимо уделять особое внимание. Очевидно, что точное воспроизведение макро- и микрорельефа слизистой оболочки протезного ложа на рабочей модели, а в последующем его отображения на внутренней поверхности базиса протеза оказывает прямое влияние на функциональную эффективность протеза. Поэтому после извлечения протеза из кюветы, во время шлифования и последующего полирования зубной техник не должен производить манипуляции на этой поверхности базиса во избежание травмирования и искажения ее рельефа. Прочность пресс-формы важна и в плане сохранения ее в момент прессования пластмассового теста. При превышении давления в пресс-форме возникают деформации, которые препятствуют получению качественного пластиночного протеза, в связи с чем возникает необходимость упрочнения гипсовых композиций для пресс-форм или применения специально разработанных для этих целей формовочных масс.

Для **упрочнения рабочей модели** в момент создания пресс-формы предложена следующая методика: гипс замешивают на раствор,

который состоит из 1 % -го холодного раствора натрия тетрабората с добавлением 0,5%-го раствора хромового калия, при этом на 1 порцию воды необходимо брать 3 порции гипса. Понижение температуры и тетраборат натрия замедляют процесс кристаллизации гипса, способствуя построению более прочной кристаллической решетки; раствор двуххромовокислого калия снижает расширение гипса и, соответственно, изменяет размер модели. При этом желательнее брать минимально необходимое количество воды. По некоторым данным литературы, предлагаемая методика упрочнения гипса не всегда себя оправдывает. В любом случае получение модели желательнее проводить на вибростоліке для получения более четкого рельефа поверхности протезного ложа. Вибрация в данном случае способствует уплотнению формовочной смеси, удалению из нее излишков влаги и воздушных включений. Прочности рабочей модели можно также достигнуть путем получения двойной модели, т. е. когда внутренний слой отливают из мраморного гипса или супергипса, а основание из обычного. Основание модели должно быть ровным, иметь в наиболее тонком участке толщину не менее 10 мм, чтобы модель не сломалась во время прессования под давлением.

Высушенная модель в 3 раза прочнее влажной. Сушат модель при температуре 80 °С в течение 10-12 часов. При температуре 100 °С и выше вода, находящаяся между кристаллами гипса, закипает и разрушает структуру гипса, в результате модель становится ослабленной. Следующий этап — это **изоляция гипсовой пресс-формы** для предупреждения внедрения гипса и попадания влаги в базисную пластмассу. Гипс, обладая пористой структурой, не препятствует проникновению мономера в его толщину. Если поверхность гипса при изготовлении протеза не изолировать от набухшей пластмассы, то часть мономера внедряется в поверхностный слой гипса и там полимеризуется. Механическое удаление этого слоя ведет к искажению микрорельефа протеза, ухудшая фиксацию и увеличивая сроки адаптации. По некоторым данным, грубая шероховатость в виде пор различной величины, бугров, шипов, острых гребней, неровностей встречается на внутренней поверхности у 25 % пластиночных протезов после полимеризации. Возникновение мелких поверхностных пор связано с гигроскопичностью гипсовых моделей, крупных пор — с испарением мономера при быстром подъеме температуры во время полимеризации, эрозий на поверхности базисов протезов — с испарением воды, а бугорки, гребешки, неровности и шипы образуются вследствие вдавления

пластмассового теста в поры гипсовых моделей. По другим сведениям, шероховатость внутренней поверхности протезов наблюдается у 74 % базисов протезов.

Одним из самых перспективных направлений повышения качества пресс-форм является использование композиций на основе гипса, модифицированного водорастворимыми полимерами, латексами (ДМВП-10х) и нитрильными латексами (БН-30 ГК, СКН-30 МС, БНК-30/2, ПМС-20 РК). При введении водной фазы, насыщенной латексами от 0,4 до 0,8 % в зависимости от его вида (для приготовления технологического раствора гипса необходимо брать на 100 г порошка 60 мл воды), в промышленный гипс значительно улучшаются его физико-механические показатели: твердость возрастает до 9,5 МПа, ударная вязкость — до 7,7 кгс/см² при времени отверждения до 11 минут. Рабочие модели, изготовленные из модифицированного гипса, имеют более гладкую, глянцевую поверхность, чем модели, в которых модифицирующая добавка отсутствует. Таким образом, можно воздействовать на основные недостатки медицинского гипса: хрупкость, низкое напряжение при сжатии, а также плохое качество поверхности (пористость). Одной из последних разработок является отказ от использования изоляций гипсовой пресс-формы, для чего в гипс вводят 20% -й водный раствор кремнийорганической эмульсии (ПМС-20 РК). Эту композицию можно с успехом использовать при литьевом прессовании базисных полимеров. Применение различных по строению модификаторов оказывает положительное влияние в целом на свойства композиций, а также исключает использование изоляционного лака. Изменение физико-механических показателей происходит в результате снижения трения между частицами гипса за счет глобулярной структуры латексов и соответствующей щелочности растворов.

12.4.3. Полимеризация пластмассы

Полимеризацией называется химическая реакция, при которой происходит объединение молекул одного и того же низкомолекулярного вещества. Реакция полимеризации протекает под воздействием внешних факторов: теплоты, света, в присутствии катализаторов и активаторов. Наиболее важными факторами, влияющими на полноту реакции полимеризации, являются давление, время, внешняя энергия (температура). Процессу полимеризации можно подвергнуть одно низкомолекулярное вещество либо несколько

веществ. Во втором случае реакция называется **сополимеризацией**, а продукты этой реакции — сополимерами. На полноту реакции процесса полимеризаций существенное влияние оказывает внешняя энергия (температурное воздействие, СВЧ-энергия, светополимеризация, лазерное и радиационное воздействие и др.), условия проведения полимеризации (повышенное атмосферное давление, влажная или сухая среда и т. д.).

12.4.3.1. Режимы полимеризации базисных пластмасс

Полимеризация базисных пластмасс на **водяной бане**, предложенная в 1940-1950-е гг., до сих пор применяется в зуботехнических лабораториях у нас и за рубежом, при этом режиме кювету с заформованной пластмассой, укрепленную в бюгеле, помещают в воду комнатной температуры, доводят воду в течение часа до 95—98 °С, выдерживают при этой температуре 30 минут и вынимают кювету после полного охлаждения. Наиболее типичные ошибки при этом режиме полимеризации пластмасс — это погружение кюветы в кипящую воду, сокращение времени полимеризации, охлаждение кюветы под проточной водой. Быстрое нагревание приводит к образованию пористости. Резкое охлаждение протеза ведет к образованию значительного внутреннего напряжения в пластмассе, появлению трещин и, как следствие, к частым поломкам.

Известно, что полимеризация акриловой пластмассы сопровождается экзотермической реакцией. При нагревании кюветы температура в центре массы становится намного выше, чем температура подогреваемой воды и гипсовой формы (может достигать 120 °С). Выделяющаяся теплота при полимеризации не может быть быстро отведена, так как акриловая пластмасса и гипс обладают низкой теплопроводностью. При этом образуются пары мономера, которые, не имея выхода наружу, приводят к возникновению пористой структуры полимера — газовой пористости.

В последние годы получила широкое распространение сухая полимеризация. При температуре **120-130 °С** в условиях сухой среды реакция полимеризации осуществляется в более полном объеме. Механизм влияния сухого тепла на процесс полимеризации следующий: внешнее тепло даже температуры порядка **120 °С** при плохой теплопроводности воздуха медленно нагревает массивную металлическую кювету, а при плохой теплопроводности гипса состояние пластмассового теста достигает только небольшой процент. Известно, что при температуре **120 °С** на поверхности кюветы через час в центре кюветы температура достигает 75-80 °С, через **90 ми-**

нут — **100-105 °С**. Вследствие наличия экзотермической реакции в толще пластмассового теста достаточно добавить 30 минут, чтобы температура внутри и снаружи кюветы почти сравнялась. Поскольку процесс повышения температуры идет медленно, то и выраженность экзотермической реакции слабее. Но экзотермическая реакция не беспредельна — к концу второго часа полимеризации она прекращается, и температура более не поднимается. Охлаждение кюветы можно проводить как в полимеризаторе, так и при комнатной температуре. При таком режиме полимеризации пористость меньше, а плотность, следовательно, больше. При этом в пластмассе остается **0,5 %** остаточного мономера. По опубликованным данным, содержание остаточного мономера в образцах, полимеризованных в сухой среде, снижается от 2 до 0,2 %. Вместо водяной бани используют тепловую энергию специальных электрических приборов (термошкаф или сухожаровой шкаф).

В последнее время в качестве источника внешней энергии применяют микроволновую энергию. Микроволновое облучение обладает преимуществами экономии времени и другими весомыми достоинствами. Однако использование стандартных кювет невозможно из-за их радионепроницаемой структуры. Для этого вида полимеризации необходимы специальные текстолитовые кюветы с замковыми креплениями, формы из полиэфирного стеклопластика с поликарбонатными болтами. Последние позволяют микроволновой энергии полностью проникать в отверждаемую пластмассу. В качестве источника электромагнитного поля используют бытовую микроволновую печь. Для этого вида полимеризации можно использовать как специальные базисные пластмассы микроволнового отверждения, так и любые другие горячего отверждения.

Полимеризация всей массы происходит одномоментно в течение короткого промежутка времени (3 минуты). Так как полимеризация происходит изнутри наружу, уменьшается количество остаточного мономера (даже в случае объемных изделий). Исключительная стабильность и точность базиса — это одновременная полимеризация, что позволяет также улучшить физические характеристики.

Наиболее перспективным может быть сочетание литьевого пресования базисных пластмасс горячего отверждения с полимеризацией в СВЧ-поле, что в конечном итоге позволяет сохранить линейно-объемные размеры базиса протеза.

Новым направлением в совершенствовании базисных материалов является применение пластмасс светового отверждения, имеющих

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

В высоконаполненные фотополимеризующиеся композиции входит как минимум три компонента:

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

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

Отверждение высоконаполненных фотополимеризующихся композиций проводят, как правило, светом ртутной лампы (длина волны 200—800 нм) или галогеновой лампой накаливания с вольфрамовой нитью. Использование галогеновой лампы накаливания наиболее предпочтительно, так как оборудование менее громоздко, нет жесткого ультрафиолетового излучения, не образуется озон, а

при работе в полости рта невозможно вызвать у больного эритемный ожог. Время полимеризации составляет от 20 до 180 секунд в зависимости от толщины слоя полимера.

Полимер выпускается в виде пластин толщиной 2 мм и упакованным в защищенный от света пакет, может быть использован в качестве материала для непосредственной перебазировки базисов.

12.4.4. Недостатки традиционных методов формования и полимеризации базисных полимеров

При существующей технологии формования базисных пластмасс компрессионным методом и полимеризацией на водяной бане возможно значительное изменение формы протеза в процессе его окончательного изготовления и при условии, что во время полимеризации мономер сокращается в объеме до 21 %, а пластмассовое тесто — на 6-7 %.

К недостаткам традиционных методов можно отнести возможность образования пор из-за нарушения процесса полимеризации. Различают **газовую пористость**, которая является самым большим недостатком при полимеризации пластмассы и проявляется в глубине материала тем значительнее, чем толще слой массы. **Пористость сжатия** возникает в результате недостаточного давления на массу в процессе ее полимеризации, может возникнуть в любом участке, где имеется недостаточное давление вследствие недостаточного заполнения формы. **Гранулярная пористость** возникает при неправильном соотношении порошка и жидкости.

При прямом методе гипсования возможно нарушение контуров мелких частей протеза, при обратном — увеличение объема протеза. Экспериментально установлено, что при фиксации съемного протеза, изготовленного компрессионным методом формования, отмечается повышение высоты нижнего отдела лица, поэтому врач должен проводить коррекцию, несмотря на то, что была проведена проверка восковой конструкции протеза. Этот момент является принципиальным недостатком данного метода. Повышение высоты нижнего отдела лица объясняется тем, что в процессе формования излишки полимер-мономерной композиции выдавливаются по линии разъема половинок кюветы, т. е. метод создает предпосылки к увеличению толщины базиса протеза. Степень этого увеличения равна толщине слоя пластмассы между половинками гипсовой пресс-формы. Кроме того, на эту же величину происходит вертикальное перемещение искусственных зубов. Неполное

выдавливание излишков пластмассы обусловлено тем, что во время формовки пластмассового теста между штампом и контрштампом по мере сближения частей кювет пространство уменьшается и затрудняется течение полимера. Но поскольку зубной техник стремится сомкнуть части кювет, давление продолжает расти, в результате чего гипсовая форма может деформироваться, а вместе с ней и протез. Доказательство этого — наличие грата — полоски пластмассы, остающейся после прессования между половинками кювет. Он имеет конусообразную форму с толщиной у основания базиса протеза от 1 до 2,5 мм. Причем толщина грата и повышение прикуса тем больше, чем выше вязкость (плотность) формуемого полимера и чем слабее гипсовые пресс-формы.

Одним из основных требований, предъявляемых к базисным материалам, является стабильность формы. Несмотря на то, что акриловым пластмассам присуще непостоянство размеров, они все же нашли широкое применение для изготовления пластиночных протезов. Объяснить это можно некоторой приспособляемостью мягких тканей к протезам. В то же время известно, что деформирование пластмассовых протезов неблагоприятно отражается на их функциональной ценности.

При изготовлении пластиночных протезов очень важна усадка материала базиса протеза во время полимеризации. Основными причинами увеличения процента усадки могут быть:

- избыток мономера при замешивании;
- уплотнение пластмассы при превращении мономера в полимер;
- недостаточное давление при прессовании;
- термическое сжатие пластмассы;
- появление внутренних напряжений;
- быстрое охлаждение кювет;
- испарение из отвердевшей пластмассы летучих веществ.

Приемлемая усадка базисных пластмасс равна 0,2-0,5%. В качестве мер, способствующих снижению усадки, можно принять следующие:

- создание максимального давления при прессовании (при условии прочного формовочного материала пресс-формы);
- медленное охлаждение кювет;
- снижение температуры полимеризации.

Максимальное снижение усадки особенно важно при изготовлении съемных протезов, содержащих металлические элементы

(кламмеры, дуговые протезы), так как возникающие внутренние напряжения могут привести к деформации базиса. Предполагается влияние усадки на непереносимость пациентами съемных протезов. При изучении усадки у последних модификаций акриловых базисных пластмасс и изменении их размеров в воде было установлено, что усадка при отверждении составляет от 0,4 до 0,6 % независимо от вида пластмассы. На опытных образцах доказано, что чем продолжительнее и равномернее охлаждение, тем меньше выражено отклонение поверхности пластмассового образца от плоскости и меньше шероховатость поверхности и наоборот. При хранении протезов в воде отмечается возвращение линейных размеров к исходному значению. Хранение пластмассовых протезов в сухом виде приводит к появлению микротрещин на поверхности пластмассы. Это обусловлено регулярным высушиванием при хранении их в сухом виде и микронабуханием в условиях влажной среды полости рта.

Так, количество поломок съемных протезов, изготовленных из современных базисных материалов, на первом году пользования ими достигает 4,8-14,2 %. Причиной поломок базиса протеза является наличие концентраторов напряжений (микротрещины, царапины, поры), за счет которых прочность материала снижается до 65 %.

12.5. ОСНОВНЫЕ ПРИНЦИПЫ И ОСОБЕННОСТИ ЛИТЬЕВОГО ФОРМОВАНИЯ БАЗИСНЫХ МАТЕРИАЛОВ

В промышленности для отливки пластмассовых изделий давно и успешно применяется метод литьевого формования. В ортопедической стоматологии формовка через литниковый канал — предложение не новое. Целесообразность использования метода литьевого прессования при замене воска на базисный материал обсуждалась на страницах печати еще в конце прошлого столетия. Cholsten в 1889 г. отмечал, что, используя метод компрессионного прессования, нельзя получить точную форму протеза, потому что невозможно определить необходимое количество формуемого материала. В литьевом методе базисный материал нагнетается через литниковый канал в заранее закрытую кювету. Виндерлинг в 1897 г. для сохранения высоты прикуса сконструировал шприц-пресс для введения размягченного каучука в закрытую кювету через литниковый канал. В. Н. Копейкин (1961) разработал шприц-пресс, позволяющий формовать группу протезов.

На основании многолетнего опыта существенными технологическими моментами литьевого формования являются: **построение системы литников, устройство пресс-форм и текучесть пластмасс.**

При **компрессионном** прессовании давление является величиной постоянной и приложено ко всей гипсовой форме. При **литьевом** формовании давление также является величиной постоянной, но точкой приложения его является полимер-мономерная композиция. В последнем случае формование проводится через систему литников под давлением, создаваемым специальным поршнем (принцип шприца). Такой способ замены воска на пластмассу получил название метода **инжекционно-литьевого прессования**. Плунжер инжектора во время полимеризации находится под сжимающим действием пружины или резинового поршня, поэтому из него через литниковый канал в полость гипсовой пресс-формы поступает дополнительное количество формовочной массы, компенсирующее полимеризационную усадку. При этом методе прессования нет линейно-объемных вертикальных изменений базиса, которые имеются при компрессионном прессовании, содержание остаточного мономера составляет 0,2-0,5 %, очень незначительны упругие внутренние напряжения, фактически не коробится и соответствует рельефу протезного ложа базис.

Согласно технологическим условиям, при литьевом прессовании ранняя полимеризация формируемого полимера нежелательна, так как при этом уменьшается текучесть пластмассы и затрудняется ее введение по гипсовой литниковой системе. Некоторые зарубежные фирмы выпускают пластмассы с **продолжительной текучестью**.

Заслуживает внимания и нашел применение в ряде крупных лабораторий метод литьевого прессования зубных протезов из пластмасс акрилового ряда, суть которого заключается в том, что базисный материал формуется сразу после замешивания композиции, минуя стадии набухания и созревания. Самый простой способ продления текучести пластмасс — это охлаждение акриловой пластмассы перед смешиванием компонентов и после составления композиции, так как охлаждение приостанавливает скорость активной фазы полимеризации. С технологических позиций наилучшая текучесть базисных пластмасс наблюдается в том случае, когда предварительно охлажденные порошок и жидкость взяты в соотношении 2:0,9, интенсивно перемешаны в течение 60—80 секунд, а затем выдержаны 3—4 минуты в морозильной камере и залиты в загрузочную камеру охлажденной кюветы.

Нагрев кюветы может проводиться любыми способами, как в водной, так и в сухой среде. Наиболее перспективным считается сухая полимеризация, где тепло поступает со стороны, противоположной подаче базисной пластмассы, — так называемая **направленная полимеризация**.

Для литьевого прессования пластмасс в **тестообразной** стадии полимеризации рекомендуется использовать стандартные одноместные кюветы и шприц-пресс (рис. 12.1).

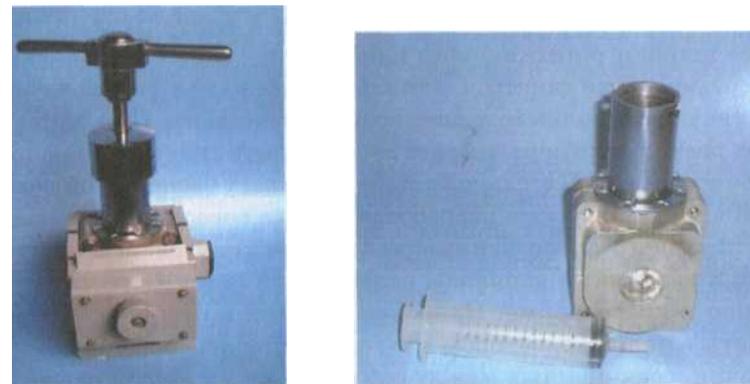


Рис. 12.1. Шприц-кювета в полимеризаторе

Рабочую часть шприца составляет полый цилиндр, в котором с одной стороны имеется окно для загрузки формовочной массы, с противоположной — литниковая втулка со съемным конусообразным каналом и соплом для выхода пластмассы (рис. 12.2). В цилиндре силой винта движется поршень из резины средней эластичности. Охлажденная пластмасса тестообразной консистенции,

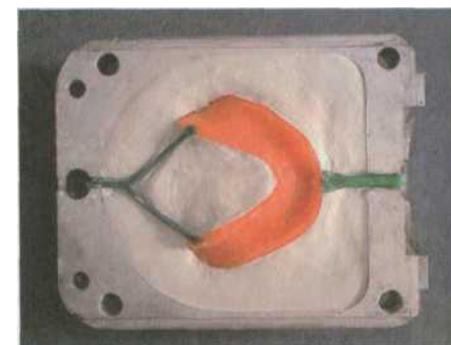


Рис. 12.2. Рабочая часть шприца

завернутая в полиэтиленовую пленку во избежание прилипания ее к внутренним стенкам цилиндра, помещается в загрузочное окно шприц-пресса. Формуемая масса при движении поршня сдавливается, происходит разрыв пленки в месте расположения сопла, и по литниковому каналу она поступает в пресс-форму.

Резиновый поршень при этом сжимается и оказывает на пластмассу постоянное давление, равное 294—392 кПа (3-4 атм). Через 15-20 минут кювету вынимают и пластмассу полимеризуют в условиях сухой среды при температуре 120 °С. Необходимо отметить, что подача полимера тестообразной консистенции требует более широкого литникового канала для снижения давления на гипсовые стенки формы, а в тонкие промежутки формы из-за низкой текучести полимер может вообще не попасть. При этом возрастает расход полимера, и более толстый литниковый канал при полимеризации значительно больше втягивает базис в этой области.

В настоящее время разработаны более совершенные аппараты для литьевого прессования с использованием разъемных пресс-форм и различные варианты размещения шприц-пресса по отношению к пресс-форме. Наиболее удачной компоновкой шприц-кюветы с полимеризатором является аппарат, состоящий из двух половин, соединенных между собой четырьмя вкручивающимися прижимными винтами, на боковых поверхностях которого расположены два вертикальных нагревательных элемента мощностью 500 Вт. На шприц-кювету устанавливаются с помощью замков колбу поршня (цилиндр) с механизмом компенсации давления, через который проходит шпиндель. Эта шприц-кювета допускает использование различных видов пластмасс, имеющих пролонгированную фазу текучести (рис. 12.3).

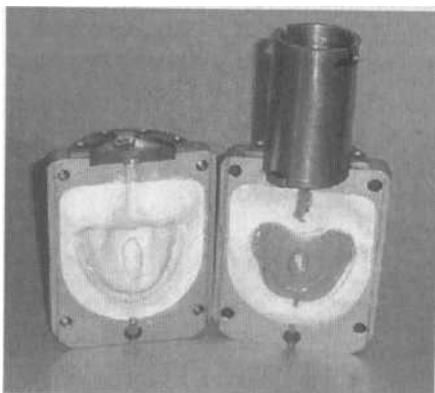


Рис. 12.3.
Шприц-кювета
после вываривания воска

При использовании акриловых пластмасс горячей полимеризации формовочная масса используется с момента начала песочной стадии до начала стадии тянущихся нитей, причем не у всех пластмасс этот период достаточен для литья.

12.6. ПЛАСТМАССЫ ХОЛОДНОЙ ПОЛИМЕРИЗАЦИИ

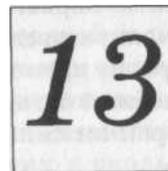
В настоящее время стали доступны литьевые акриловые пластмассы холодной полимеризации — это представители второго поколения базисных пластмасс. Они показывают оптимальные физические свойства, отсутствие тепловых напряжений и др. Правильное соотношение компонентов у этих пластмасс гарантируется при оптимальном соотношении порошок-жидкость, как правило полимер-мономер, 2:1.

Их можно использовать не только для изготовления съемных протезов, но и для базисов ортодонтических аппаратов, лабораторного перебазирования и починки протезов. Преимущества, которые имеют полимеры холодного отверждения, значительны. Помимо небольшой полимеризационной усадки и незначительного процента остаточного мономера полимеры холодного отверждения имеют огромное превосходство в точности. Высокая точность проявляется в том, что разные материалы подвергаются меньшему нагреву и соответственно меньше расширяются. Поэтому разница коэффициентов теплового расширения почти не отражается на точности изготовления протеза. Но необходимо отметить, что добиться вышесказанного для полимеров холодного отверждения можно только при условии применения специально разработанных методик полимеризации.

12.6.1. Изготовление базисов протезов из пластмасс холодной полимеризации

В настоящее время основным материалом для базисов пластинчатых протезов являются пластмассы горячего отверждения, но тенденция развития энергосберегающих технологий способствует разработке и применению технологий холодного отверждения базисных материалов. Пластмассы холодного отверждения имеют меньшие показатели внутренних напряжений, а значит и более стабильные геометрические размеры базиса протеза. Наиболее показательной технологией, помимо вышеописанных, можно назвать заливную технологию изготовления и полимеризации. Принцип создания формы и процесса полимеризации заключен в следующем:

модель челюсти из гипса с восковой композицией протеза и искусственными зубами помещают в специальную пластиковую кювету и заливают силиконовой массой или массой для дублирования типа агар-агар. После отверждения кювету разбирают, силикон разрезают, восковую композицию протеза и искусственные зубы извлекают и помещают в силиконовую форму. Половинки формы собирают в кювете для дальнейшего наполнения пластмассой холодного отверждения в состоянии высокой текучести. Наполнение формы проводят через ранее установленные воронки в самой верхней точке. Когда через одну воронку заливают пластмассу, то через две другие удаляются остатки воздуха. Полимеризацию проводят в полимеризаторе в течение 30 минут при температуре 45-55 °С и давлении 2,2 атм.



Пришлифовывание искусственных зубных рядов в артикуляторе

Восстановление окклюзии при полном отсутствии зубов имеет свои особенности. Протезы полного зубного ряда требуют так называемой сбалансированной окклюзии, которая предотвращает смещение базиса протеза во время функциональных и нефункциональных нагрузок. После полимеризации протеза полного зубного ряда преждевременные контакты при смыкании искусственных зубных рядов создают помехи для многоточечного контакта их окклюзионных поверхностей.

Коррекцию окклюзионных взаимоотношений лучше всего проводить в индивидуально настраиваемых артикуляторах, установив протезы на гипсовые модели. Пришлифовывание окклюзионных поверхностей искусственных зубов в центральной окклюзии и при различных движениях нижней челюсти проводится алмазным шаровидным бором диаметром 4-5 мм. Для маркировки окклюзионных контактов при движении нижней челюсти используют артикуляционную бумагу зеленого или синего цвета, в положении центральной окклюзии — красного. Удаление маркировки проводят целлюлозными шариками и спиртом. Начинают шлифовывание в состоянии центральной окклюзии. В артикуляторе выполняют шарнирное движение, артикуляционную бумагу красного цвета укладывают на нижний зубной ряд. Преждевременные контакты поэтапно устраняют осторожным шлифовыванием в фиссурах, пока зубы протезов верхней и нижней челюстей при закрывании артикулятора не будут соприкасаться одновременно и равномерно. Нёбные бугры искусственных зубов верхней челюсти и щечные бугры на нижней челюсти не шлифовывают, так как являются опорными (ведущими) буграми, удерживающими определенную ранее высоту нижнего отдела лица пациента.

Кроме того, при контакте между нёбным бугром верхнего первого премоляра и язычным бугром нижнего первого премоляра предпочтительно шлифовать язычный бугор нижнего первого премоляра, чтобы при движении нижней челюсти вперед нёбный бугор верхнего первого премоляра соскальзывал бы на второй нижний премоляр, образуя протрузионный контакт.

Итогом данного этапа при шлифовании должно быть наличие контактов на жевательных поверхностях, которые имелись при постановке зубов в воск. Все пары зубов-антагонистов должны по возможности иметь одинаковый трехточечный контакт, выраженный в одинаковой яркости красителя (рис. 13.1).

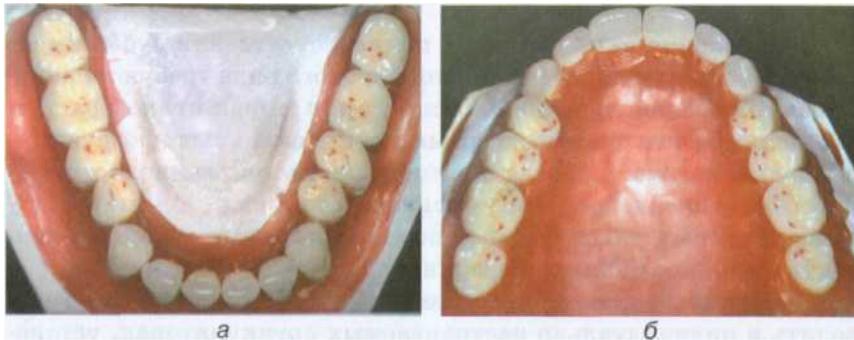


Рис. 13.1. Оклюзионные контакты, полученные в центральной окклюзии

Затем приступают к коррекции окклюзионных контактов при движениях нижней челюсти вперед, в сторону и назад, добиваясь сбалансированной окклюзии, когда все пары зубов-антагонистов на обеих сторонах контактируют одновременно и равномерно. При движении нижней челюсти вперед желательны контакты и передних зубов. Обязательным является маркировка окклюзионных контактов в положении центральной окклюзии (при замкнутой артикуляционной оси) красной артикуляционной бумагой как исходного положения нижней челюсти. Далее освобождают артикуляционную ось для соответствующих движений нижней челюсти, а контакты отмечают с помощью артикуляционной бумаги зеленого или синего цвета. При шлифовании необходимо сохранять контакты в центральной окклюзии. Контакты, которые возникают при движении на щечных буграх, должны быть значительно слабее контактов нёбных бугров в фиссурах, особенно если

есть значительная атрофия костной ткани альвеолярного гребня верхней челюсти и альвеолярной части нижней челюсти. При движении нижней челюсти вперед мезиальные скаты щечных нижних бугров скользят по дистальным скатам бугров верхних зубов, язычные бугры верхних боковых зубов выходят из фиссур нижних и скользят по мезиальным скатам язычных бугров нижних боковых зубов. Поскольку движение вперед производится из положения центральной окклюзии, то контакты, отмеченные красным цветом, покрываются синим или зеленым и выглядят как очень темные отметины. Их не шлифуют. Преждевременные контакты, мешающие равномерным контактам на всех зубах при движении, проявляются в виде ярких контактных следов на одном или нескольких зубах. Их устраняют по основному правилу: сошлифовыванию подвергаются только скаты бугров и фиссуры, не затрагивая нёбные бугры. Шлифовку продолжают поэтапно до появления равномерных контактов на жевательной поверхности при движении нижней челюсти вперед и нижних передних зубов по нёбной поверхности верхних передних зубов (рис. 13.2).



Рис. 13.2. Передняя окклюзия

Следующий этап — коррекция окклюзионных контактов при движении нижней челюсти в сторону. Артикулятор создает пространственное движение Беннетта. Сторона, по которой выполняются движения нижней челюсти от середины в направлении наружу, — это рабочая сторона. Одновременно к середине движется другая сторона нижней челюсти — балансирующая. Для сбалансированной окклюзии при каждом движении в сторону должны

возникать контакты между всеми зубами рабочей и балансирующей сторон.

При смещении нижней челюсти вправо или влево на рабочей стороне нёбные бугорки скользят из фиссур нижних моляров и премоляров в лингвальном направлении, а на балансирующей стороне нёбные бугорки премоляров и моляров нижней и верхней челюстей скользят из фиссур в буккальном направлении. Каждому определению окклюзионных контактов при движении нижней челюсти в сторону должна предшествовать маркировка красным цветом контактов центральной окклюзии при замкнутой оси артикулятора. Сначала шлифуют контакты при движении нижней челюсти в одну сторону, затем — в другую. Конечная цель — следы окклюзионных контактов на рабочей и балансирующей сторонах (рис. 13.3).

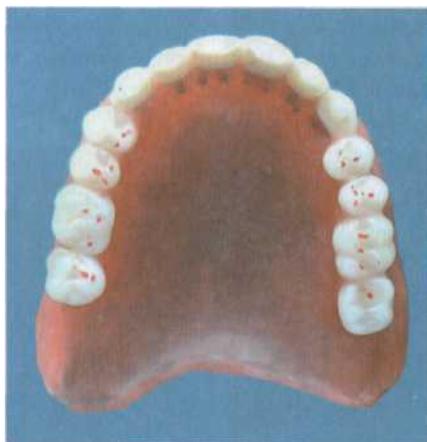


Рис. 13.3. Боковая окклюзия

В заключение проводят коррекцию окклюзионных взаимоотношений при смещении нижней челюсти назад (дистально). У большинства пациентов нижняя челюсть может смещаться назад на 0,5—1 мм. Дистальное положение нижней челюсти имеет место при глотании и во сне, как кратковременное, так длительное. Поэтому пациенту, имеющему протезы полного зубного ряда, необходимо обеспечить возможность смещать назад нижнюю челюсть беспрепятственно.

Из положения центральной окклюзии при смещении нижней челюсти назад по мезиальным скатам нёбных бугров премоляров

и моляров скользят дистальные скаты бугров нижних одноименных зубов. С помощью артикуляционной бумаги проверяют грубое нарушение движения назад, а полученные следы контактов шлифуют алмазным шаровидным бором (рис. 13.4).

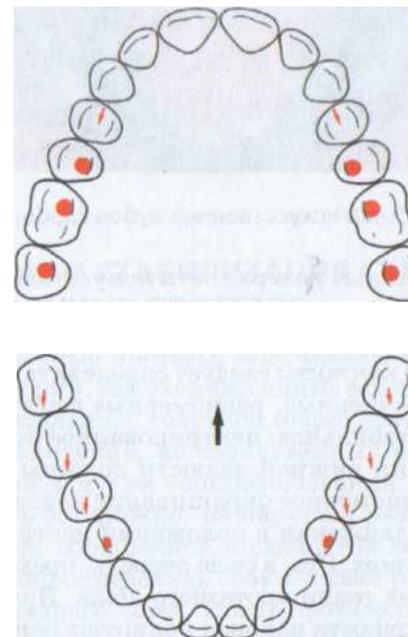


Рис. 13.4. Дистальная окклюзия

На всех этапах шлифования обязателен контроль окклюзионных взаимоотношений в артикуляторе с оральной стороны. При этом все контакты при смыкании челюстей в центральной окклюзии и при всех движениях нижней челюсти должны возникать на всех жевательных поверхностях одновременно и равномерно. Шлифовывание завершается обработкой поверхности искусственных зубов карборундовой пастой. Карбофосфат (карборундовая пыль с размером зерна 200) смешивают с глицерином до густотекучей пасты и наносят на зубной ряд протеза нижней челюсти (рис. 13.5).

Совмещая зубные ряды протезов, несколько раз перемещают их в артикуляторе по отношению друг к другу под равномерным давлением во всех направлениях. После удаления карборундо-



Рис. 13.5. Обработка искусственных зубов карборундовой пастой

вой пасты жевательные поверхности искусственных зубов следует осушить и подвергнуть окончательной проверке окклюзионных взаимоотношений.

Окклюзионные контакты следует определять при смыкании челюстей как множественные, равномерные фиссурно-бугорковые, обеспечивающие стабильное, центрированное положение нижней челюсти. Движения нижней челюсти должны быть плавными, скользящими. Равномерное окрашивание контактных следов показывает, что все движения в положении центральной окклюзии совершаются без помех. Это, в свою очередь, предопределяет равномерную нагрузку на ткани протезного ложа. Пришлифовываемые шероховатые поверхности наконец полируют резиновыми головками и пастами.

14

Наложение и фиксация протезов. Тактика врача в период адаптации. Использование адгезивных препаратов с целью дополнительной фиксации и стабилизации протезов

14.1. ФИКСАЦИЯ И СТАБИЛИЗАЦИЯ СЪЕМНЫХ ПЛАСТИНОЧНЫХ ПРОТЕЗОВ

Съемные пластиночные протезы, полученные врачом из зуботехнической лаборатории, необходимо внимательно осмотреть и при наличии незначительных участков шероховатостей, отдельных острых краев и выступов, не свойственных рельефу слизистой оболочки, устранить путем шлифования. Шлифование следует проводить осторожно, не нарушая рельефа протеза, особенно поверхности, обращенной к слизистой оболочке. Далее необходимо визуально определить соответствие рельефа базиса протеза рельефу протезного ложа. После проведенного осмотра пластиночный протез можно наложить на область протезного ложа.

В случаях, когда необходимо значительное шлифование поверхности базиса, обращенного к слизистой оболочке, а также при несоответствии цвета, формы и постановки искусственных зубов протез подлежит переделке.

Во время наложения протеза необходимо обращать внимание на плотность прилегания базиса протеза к слизистой оболочке протезного ложа, на равномерность смыкания зубных рядов и соответствие границ съемного пластиночного протеза нейтральной зоне и линии «А».

Фиксация протеза (от фр. *fixer*, лат. *fixus* — твердый, нерушимый, крепкий) — удержание протеза на челюсти в покое за счет сил адгезии, когезии и разности давлений атмосферного и под протезом.

Стабилизация протеза (от лат. *stabilis* — устойчивый) — устойчивость протеза, его сопротивление разнонаправленным, сбрасывающим нагрузкам во время функции.

Степень фиксации протезов можно проверить следующим образом:

- 1) на верхней челюсти — надавливая большим пальцем руки поочередно на передние и боковые зубы, а силу удерживающего клапана на границе мягкого нёба определяют, смещая или отклоняя режущие края верхних зубов в вестибулярном направлении, как бы подтягивая протез к себе;
- 2) на нижней челюсти — проводят те же приемы, при помощи которых определяют степень фиксации базиса съемного пластиночного протеза в дистальных отделах;
- 3) о степени фиксации переднего участка базиса можно судить при потягивании протеза вверх за резцы.

Фиксацию протеза можно рассматривать как пассивную устойчивость протеза на протезном ложе. Поэтому необходимо также проверять поведение протеза в динамике, используя различные пробы (фонетические и др.).

Существует много методов фиксации: механические, биомеханические, физические и биофизические. К механическим относятся крепление съемных протезов с помощью пружин, биомеханические методы включают в себя анатомическую ретенцию, крепление протезов с помощью внутрикостных имплантатов, а также пластику альвеолярного гребня. Использование магнитов, укрепленных в протезах, относится к физическим методам фиксации протезов; применение поднадкостничных магнитов, создание краевого замыкающего клапана, использование явления адгезии — к биофизическим методам.

К физическим методам фиксации протезов в настоящее время прибегают лишь после больших операций. Использование внутрикостных имплантатов, а также пластики альвеолярного гребня не получило большого распространения в практике и может быть рекомендовано больным с тяжелой клинической картиной в полости рта. Анатомическая ретенция — наиболее часто применяемый биомеханический метод фиксации протезов — зависит от выраженности естественных образований в полости рта и их локализации на протезном ложе или его границе, которые могут ограничить свободу движения протеза во время функции. К таким анатомическим образованиям относятся свод твердого нёба, альвеолярные гребни верхней и альвеолярной части нижней челюсти, верхнечелюстные бугры, подъязычное пространство и др. Важно помнить, что использование любого анатомического образования может послужить подспорьем в фиксации протеза.

В съемных протезах роль стабилизаторов выполняют вестибулярные и оральные скаты базиса протеза и образуемый ими краевой замыкающий клапан.

Метод фиксации съемного протеза для каждого пациента индивидуален, и правильность его выбора способствует быстрому привыканию больного к протезу.

14.2. АДАПТАЦИЯ И КОРРЕКЦИЯ СЪЕМНЫХ ПЛАСТИНОЧНЫХ ПРОТЕЗОВ

Термин «адаптация» (от лат. *adaptatio* — прилаживание, приспособление) может быть применен для описания влияния протеза на весь организм, которое выражается в:

- 1) стабильности психического статуса пациента;
- 2) невозможности существовать без протеза;
- 3) отсутствию факторов раздражения слизистой оболочки протезного ложа, губ, щек, языка.

Как бы хорошо не был изготовлен протез, он является инородным телом, а в полости рта — сильным раздражителем для нервных окончаний слизистой оболочки. При пользовании съемным пластиночным протезом снижается тактильная, температурная и вкусовая чувствительность. В первые дни наложения протезов у пациентов усиливается саливация, появляются позывы на рвоту, нарушаются функции речи, жевания и глотания. Все эти признаки восприятия протеза как инородного тела постепенно исчезают, что в немалой степени зависит от правильности информирования пациента о протезе врачом, психоэмоционального состояния больного, сложности изготовленной конструкции и анатомо-физиологических условий полости рта. В сокращении периода адаптации немаловажную роль играет взаимопонимание врача и пациента, своевременный прием больного и проведение необходимой коррекции протеза. Назначение пациента на прием следует проводить на 1–2-й день, далее — 1 раз в неделю, а в последующем — по необходимости. Для предотвращения развития острых и хронических воспалений слизистой оболочки полости рта, снижения болевых ощущений и укорочения периода адаптации к протезу врач должен провести коррекцию протеза. Многочисленные наблюдения показали, что сроки адаптации у пациентов с полным отсутствием зубов колеблются в пределах 10–30 дней. Сокращение сроков адаптации к протезам наблюдается у повторно протезируемых

больных, при непосредственном протезировании, при использовании съемных пластиночных протезов с мягким слоем базиса.

Коррекция протеза (от лат. *correctio* — выправление, исправление) — это проводимые на контрольных осмотрах механические точечные или плоскостные исправления контуров базиса съемного протеза в местах повреждения слизистой оболочки протезного ложа. Коррекция протеза проводится с помощью фрез с последующей полировкой участков базиса, не имеющих контакта со слизистой протезного ложа. Иными словами, поверхность базиса протеза, обращенная к слизистой оболочке протезного ложа, не полируется во избежание искажения микрорельефа. Врачу необходимо помнить, что удаление большого количества материала с базиса съемного пластиночного протеза не приведет к положительным результатам, а даже может ухудшить фиксацию съемного протеза из-за нарушения его макрорельефа и не точного прилегания к слизистой оболочке протезного ложа. Показателем чрезмерного снятия слоя базиса может служить полное отсутствие болевых ощущений сразу после коррекции. При правильно проведенной коррекции порог болевого ощущения должен быть значительно снижен, но ощущение некоторой болезненности должно остаться. Остаточная болезненность обусловлена отеком слизистой оболочки, которая по истечении нескольких часов исчезает. В результате этот участок коррекции будет контактировать со слизистой оболочкой и передавать жевательную нагрузку на подлежащие костные ткани. Чрезмерное удаление базисной пластмассы приводит к отсутствию контакта базиса и слизистой оболочки. В результате площадь контакта уменьшается, а жевательное давление на единицу площади увеличивается. Коррекцию протеза следует проводить после определения зон повышенного давления, используя метод осмотра и макрогистохимической окраски слизистой оболочки протезного ложа (используя раствор Шиллера—Писарева и 1% толуидинового синего). Для лучшего отображения на протезе зоны повышенного давления маркируют или применяют индикаторные пасты.

Коррекцию окклюзии (устранение преждевременных контактов) проводят, используя пасты или бумагу для коррекции окклюзии. Пришлифовывание делается осторожно, с сохранением высоты нижнего отдела лица.

Особое внимание уделяется тем участкам протезного ложа, где имеются экзостозы, подвижная слизистая оболочка, болтающийся альвеолярный гребень, высокое прикрепление тяжей, уздечек.

В первое же посещение врач должен информировать больного обо всех положительных и отрицательных особенностях изготовленной конструкции. Пациенту следует знать о пределах возможного восстановления утраченных функций (речи, жевания и т. д.). Он должен быть осведомлен о том, что съемный пластиночный протез — это не естественные зубы, за ним нужен особенно регулярный и тщательный уход, что протез недолговечен (максимальный срок использования — 3-4 года) и требует со временем замены. После истечения срока годности протез начинает балансировать на протезном ложе, ухудшаются его фиксация и стабилизация, увеличивается время разжевывания пищи, режущие края и жевательные бугры искусственных зубов истираются, в результате чего происходит снижение высоты нижнего отдела лица, могут возникать солевые отложения.

Для достижения быстрых положительных результатов при ношении протеза пациент должен терпеливо выполнять все требования врача, связанные с правилами ухода и использования данной конструкцией. Они заключаются в следующем:

- 1) первую неделю следует носить протез днем и по возможности ночью, снимать только для гигиенической обработки;
- 2) в случае необходимости сразу обратиться к врачу для устранения причины неудобств или травмы;
- 3) первые дни читать вслух и больше разговаривать;
- 4) первое время употреблять мягкую пищу, медленно пережевывая.

Сам протез нужно подвергать гигиенической обработке, используя специализированные щетки, после употребления пищи его следует прополоскать в воде. Хранить протез необходимо в контейнере или в стакане с кипяченой холодной водой, добавляя специальный дезинфицирующий состав (0,25%-й раствор хлоргексидина, 1%-й гель хлоргексидина), ферментосодержащие очистители в виде таблеток (*dextrusa*, *proteinasa*, *FittyDent*), которые растворяются в воде.

Тщательная очистка пластмассовых протезов и строгое соблюдение правил гигиены являются основными факторами профилактики заболеваний слизистой оболочки полости рта.

14.3. ПРИМЕНЕНИЕ АДГЕЗИВНЫХ ПРЕПАРАТОВ, СПОСОБСТВУЮЩИХ ФИКСАЦИИ ПРОТЕЗОВ

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

протезного ложа является применение адгезивных препаратов. За рубежом исследователи занимались проблемой улучшения фиксации и стабилизации съемных пластиночных протезов полного зубного ряда, применяя адгезивные препараты. Их популярность в Великобритании так велика, что за год используется 88 тонн порошков и кремов. При их применении заметно улучшается функция жевания, пациенты быстрее адаптируются к протезу и, по утверждению фирм-производителей, у больных появляется «чувство своих зубов». Помимо этого многие адгезивные порошки являются профилактическим средством против воспалительных заболеваний слизистой оболочки протезного ложа.

Отечественные ученые также исследовали свойства адгезивных препаратов и отметили, что при их использовании увеличивалась вязкость слюны, что способствовало улучшению фиксации и стабилизации протеза. Адгезив наносится на поверхность съемного пластиночного протеза, обращенную к слизистой оболочке протезного ложа. Образовавшийся липкий слой способствует улучшению фиксации протеза.

Современные адгезивные препараты подразделяются на порошки, кремы, прокладки и кондиционеры. Последние состоят из пластификатора и полимера. В качестве пластификатора используется эфир монобутилэтиленгликоля или монобутилфталата с небольшим количеством спирта, проникающего в частицы полимера, дифференцированно пластифицируется и образуется кондиционер-гель, который наносится на протез. Фиксирующие препараты используются только для нижней челюсти. Адгезивные порошки способствуют улучшению стабилизации протезов с укороченными границами базиса и резкой атрофией челюстей.

Существует адгезивный препарат на основе водорастворимого высокомолекулярного вещества, который содержит микрокапсулы с жирорастворимыми витаминами и связующий агент, соединяющий эти микрокапсулы с клеящими веществами. Такой адгезив применяется у пациентов преклонного возраста, пользующихся съемными пластиночными протезами.

Исследовано влияние на фиксацию съемных протезов различных видов клеящих средств (крема и порошка) и использование протезов без препаратов. После измерения удерживающей силы непосредственно после фиксации протеза, через 15 минут, 2 и 4 часа было установлено, что без препаратов сила фиксации ниже, чем при применении препаратов в виде крема или порошка.

Адгезивные средства могут применяться как для улучшения фиксации съемных протезов, так и для профилактики протезных стоматитов. В адгезивных препаратах должна отсутствовать субстанция для пролиферации бактериальной флоры, в частности *staphylococcus aureus*. Ученые добавляли в адгезивные препараты гидрокарбонат натрия и противогрибковые агенты и наблюдали благоприятный ингибирующий эффект.

Использование адгезивных средств требует тщательной очистки протезов и строгого соблюдения гигиены полости рта как основного фактора профилактики стоматита. Адгезивные препараты следует назначать только при качественно изготовленных и хорошо припасованных протезах, так как использование функционально неполноценных конструкций ведет к постоянному травмированию слизистой оболочки, а следовательно, к хроническому воспалению, что способствует резорбции костной ткани и повышает интенсивность атрофических процессов.

15

Протезы с металлическими базами

При конструировании базисов протезов полного зубного ряда могут быть использованы металлы и их сплавы. Известны две технологии изготовления металлических базисов: штампование и литье.

Существует несколько способов штампования металлических базисов из нержавеющей стали и драгметаллов. Наиболее известны два из них. При первом — формообразование металлической пластины осуществляется под давлением в штампе и контрштампе из легкоплавкого металла. При втором — формообразование осуществляется на штампе модели из легкоплавкого металла под давлением эластичной среды (резины), заключенной в контейнер.

Недостатками этих методов являются деформация рельефа моделей, и как следствие, искажение поверхности штампуемого материала, что приводит к «недоштамповке», неплотному прилеганию базиса к протезному ложу и снижению его функциональных качеств. Кроме того, был предложен упрощенный метод штампования без использования кювет и прессы — штампование базисов из листовой стали толщиной 0,3 мм на штампах и контрштампах из мелот-металла молотком.

С разработкой новых кобальтохромовых сплавов (КХС), дающих малую усадку и обладающих хорошими литейными свойствами, и возникновением технологии точного литья на огнеупорных моделях предпочтение стало отдаваться литым металлическим базисам. Основу кобальтохромовых сплавов составляют: Со — 40-60 %, Сг — 20-30 %, Ni — 3-5 %. Главное их различие — варьирование легирующих элементов (Ti; Al; Cu; Fe; Ta; Mn; Sn; Ga; Nb; Si; Mo; Zn; W), позволяющих улучшать их физико-механические свойства.

Преимущества литых базисов из кобальтохромовых сплавов перед штампованными из хромоникелевой стали очевидны: большая точность, устойчивость к динамическим нагрузкам, улучшенная гигиеничность.

Цельнолитой базис съемного протеза можно изготовить двумя методами. В первом случае восковую заготовку снимают с рабочей модели и отливают технологией литья по выплавляемым моделям. Во втором случае дублируют рабочую модель из специальной огнеупорной массы, на которой моделируют восковой каркас и производят процесс литья. Более предпочтительно использовать второй метод, так как он позволяет избежать деформации восковой заготовки при снятии с модели, уменьшить усадку и деформацию базиса в процессе литья и во время остывания металла за счет коэффициента теплового расширения огнеупорной массы.

Последовательность изготовления литого кобальтохромового базиса следующая:

- 1) снятие оттиска и получение рабочей модели из супергипса;
- 2) параллелометрия модели при наличии опорных зубов;
- 3) дублирование модели из огнеупорной массы;
- 4) моделирование базиса из воска;
- 5) установка восковой литниковой системы;
- 6) формование в огнеупорной массе;
- 7) выплавление воска и нагрев в муфельной печи;
- 8) отливка протеза;
- 9) механическая обработка отлитого каркаса.

Однако наряду с достоинствами КХС выявились и существенные недостатки. Так, высокая прочность вызывает трудности при механической обработке отливок; кроме того, чисто технологически они имеют такие отрицательные характеристики, как высокая температура заливки, усадка сплава и недостаточная жидкотекучесть.

Для уменьшения массы протеза и снижения себестоимости были предложены съемные протезы с базисом из алюминия (чистота 99,9 %). Вместе с тем сплавы алюминия имеют такие недостатки, как невозможность починки, перебазируются протезов, сложность технологии изготовления, а также возможность потемнения и коррозии базиса протезов.

В последнее время все чаще при обсуждении причин выбора того или иного сплава для использования в протезировании обращают внимание на его биологическую совместимость с организмом

человека и возможности возникновения побочных явлений. В связи с этим возрос интерес к использованию в стоматологии титана и его сплавов. Благодаря возникающей на их поверхности окисной пленке титановые сплавы обладают биосовместимостью, прочны и коррозионно устойчивы.

При изготовлении базисов съемных пластиночных протезов из сплавов титана используется технология порошковой металлургии. Смесь из порошка титана различной дисперсности, дистиллированной воды и связующего компонента пакуют по типу акриловой пластмассы. Затем все это спекают в вакууме при 1000 °С в течение часа.

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.

Титановые сплавы повышенной прочности не подвергают холодному штампованию из-за низкой технологической пластичности. Из-за большого пружинения листовые детали из титановых сплавов после штампования подвергают ручной доводке или применяют термориختование.

Основными показаниями к применению титановых базисов съемных пластиночных протезов полного зубного ряда 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.

Титановые сплавы обладают феноменом сверхпластичности: 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. Эти свойства были

использованы для создания принципиально нового способа металлообработки, названного сверхпластическим формованием.

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. Именно это свойство сверхпластичности особенно важно для получения металлических базисов протеза с получением точного микрорельефа протезного ложа.

Начальные клинические этапы изготовления съемных пластиночных протезов полного зубного ряда с титановым базисом не отличаются от традиционных при изготовлении пластмассовых протезов.

При изготовлении базиса съемного протеза необходимо подготовить рабочую гипсовую модель к дублированию — изоляция альвеолярного гребня бюгельным воском, шириной до 3 мм с каждой стороны от его середины (рис. 15.1).

Дублирование производится силиконовой массой. Затем из слепка извлекают рабочую гипсовую модель и заливают подготовленной в вакуумном смесителе огнеупорной массой. Дублированную огнеупорную стоматологическую массу модель высушивают при комнатной температуре в течение 10-12 часов (в течение ночи). Данный режим подготовки модели перед сверхпластическим формованием является наиболее оптимальным и экономичным.

Затем огнеупорные модели размещают в металлической обойме из жаропрочного сплава, имеющей специальные вырезы и размеры, а форма их 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.

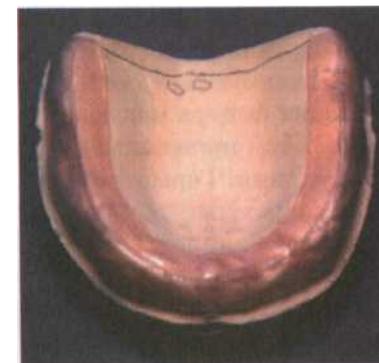


Рис. 15.1. Модель, подготовленная к дублированию

На керамические модели сверху накладывают лист титанового сплава ВТ 14 толщиной 1 мм. Листовая заготовка зажимается между фланцами двух половинок формы. В нижней полуформе располагаются модели на обойме. После зажима листа полуформы образуют герметичную камеру, разделенную листом на две части, каждая из которых имеет канал сообщения с газовой системой и может быть независимо друг от друга либо вакуумирована, либо заполнена 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 асимметричного купола. Используя компьютерную программу, можно выбирать наиболее рациональный режим формовки для каждого базиса в зависимости от его размера.

Загерметизированные полуформы помещают в печь, в которой происходит их нагрев до заданной температуры 750-1100 °С. По достижении необходимой температуры между верхней и нижней камерой создается перепад давления инертного газа, например аргона, от 0,1 до 2,0 МПа. 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, исключающей окисление извлекаемой детали. Затем 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 гребня 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 дальнейшей коррекции клапанной зоны. При наличии опорных зубов базис можно делать более коротким, не фрезеруя при этом небный край.

На отпескоструенные участки (седловидная часть базиса протеза и полоса шириной 2-3 мм, сформированная вдоль линии «А») наносят покрытие, например Таргис-линк фирмы Ivoclar (Лихтенштейн). Покрытие Таргис-линк необходимо для создания дополнительной химической связи между седловидной частью титанового базиса и базисной пластмассой.

На седловидную часть базиса протеза и полосу, сформированную вдоль линии «А», можно нанести розовый светоотверждаемый опак фирмы Ivoclar (Лихтенштейн) для маскировки цвета металла.

На этом лабораторные этапы изготовления титанового базиса полного съемного протеза заканчиваются, и готовый базис передается в зуботехническую лабораторию, где титановый базис устанавливают на рабочей гипсовой модели (после удаления бюгельного воска с седловидной части) и прикрепляют расплавленным воском при помощи электрошпателя.

В клинике врач определяет центральное соотношение челюстей традиционными методами. Постановка зубов и проверка в полости рта не отличаются 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. 15.2).



Рис. 15.2. Протез полного зубного ряда верхней челюсти с титановым базисом

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, а базис всего лишь играет роль обычного каркаса.

Съемный зубной протез, изготовленный методом сверхпластической формовки из титанового сплава ВТ 14, обладает существенными преимуществами по сравнению с протезами, изготовленными из кобальтохромового или никелехромового 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.

16

Протезы двухслойными, комбинированными и армированными базисами. Технология изготовления

16.1. ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ДВУХСЛОЙНЫХ БАЗИСОВ ПРОТЕЗОВ

Протезирование пациентов съемными протезами с жестким базисом при наличии небольшой атрофии тканей протезного ложа как правило не вызывает затруднений. Но даже при относительно хороших условиях для протезирования могут возникнуть факторы, значительно осложняющие процесс лечения. У некоторых пациентов возникают затруднения при пользовании протезами из-за болевых ощущений даже после неоднократных коррекций жесткого базиса. Такая ситуация наблюдается при наличии экзостозов, острой внутренней кривой линии, резкой неравномерной атрофии костной ткани челюстей и т. д. Механизм возникновения болевых ощущений прост — слизистая оболочка жевательным давлением ущемляется между костным выступом и жестким базисом съемного протеза. Казалось бы, врачом грамотно произведены все этапы протезирования, пациент неоднократно посещал клинику и, наконец, получил протезы, но, к большому сожалению, пользоваться он ими не может. Один из путей решения этой проблемы — использование эластичной базисной пластмассы, которая предохраняет слизистую оболочку протезного ложа от травмирования жестким базисом, одновременно способствуя созданию хорошего замыкающего клапана и сокращению сроков адаптации к протезу. Пациенты, пользующиеся съемными протезами с двухслойным базисом, практически не испытывают болевых ощущений при жевании и отмечают хорошие фиксацию и стабилизацию протеза. Но наряду с неоспоримыми преимуществами мягкие пластмассы имеют относительно короткий срок службы из-за потери эластичности

и отслаивания от жесткого слоя базиса. Понятно, что срок службы эластичной пластмассы в большей степени зависит от технологии получения полимеров и их состава, в несколько меньшей — от способа полимеризации и почти не зависит от врача и зубного техника. Иное дело способы удержания эластичного слоя базиса на поверхности твердого. Ранее считалось возможным локальное размещение мягкого слоя, топографически соответствующего экзостозу или иному участку протезного ложа, подверженного травме. В таком случае неизбежно создание плавного перехода с мягкого слоя на твердый слой базиса. Истонченный мягкий слой в конечном итоге отслаивается и травмирует слизистую оболочку.



Рис. 16.1. Поперечный разрез пластиночного протеза с двухслойным базисом

Зная о некоторых апробированных на практике приемах моделирования слоев базиса, можно получить абсолютную гарантию их соединения. Первое, что необходимо сделать, это создать уступ в твердом слое базиса для увеличения толщины мягкого слоя базиса на границе соединения (в случае соединения теста мягкой пластмассы с твердым ранее полимеризованным базисом протеза).

Граница слоев должна находиться на щечной стороне до начала области перехода подвижной слизистой оболочки в пассивно-подвижную (рис. 16.1). Располо-

жение границы слоев в этой области позволяет свести к минимуму возможность травмы слизистой оболочки щеки, а отсутствие жевательных нагрузок не нарушить адгезию слоев.

Поверхность двухслойного базиса, обращенная к слизистой оболочке, должна быть полностью покрыта слоем мягкой пластмассы, что также исключает возможность отслоения (рис. 16.2). Для улучшения физико-механических свойств базиса двухслойного протеза, повышения прочности соединения его слоев были разработаны клиничко-лабораторные этапы изготовления съемного пластиночного протеза с мягким слоем базиса из акрилового эластичного полимера.

Базис включает в себя два вида базисных пластмасс: жесткую акриловую и эластичную акриловую пластмассы на основе



Рис. 16.2. Протезы верхней (а) и нижней (б) челюстей с двухслойным базисом

метилметакрилата. Их пространственная ориентация такая же, как и в двухслойных базисах. Из эластичной пластмассы выполняют часть протеза, непосредственно прилегающую к слизистой оболочке протезного ложа, а из жесткой — участок базиса, несущий искусственные зубы. Адгезионно-когезионная прочность между этими базисными материалами в несколько раз выше благодаря однородному химическому составу и созданию в жестком базисе уступа прямоугольной формы по краю протеза (см. рис. 16.2).

Технология изготовления двухслойного съемного протеза с мягким слоем базиса из акрилового эластичного полимера в основном традиционна и может быть двух типов: «тесто к тесту» и «тесто к ранее полимеризованному жесткому базису». Но поскольку консистенция нового акрилового полимера представлена в виде геля, то второй способ изготовления предпочтителен, но с некоторыми особенностями при проведении лабораторных этапов. Так, на этапе изготовления прикусных валиков по рабочей модели обжимают пластинку воска, соответствующую толщине мягкого слоя базиса. По границам восковой композиции приклеивают полоску воска шириной 5 мм, тем самым создается уступ (рис. 16.3).

После нанесения изоляционного лака для воска по первой пластинке обжимают вторую восковую пластинку, соответствующую жесткому слою базиса, которую моделируют короче по всей границе на 5 мм (рис. 16.4) и на которой моделируют восковую композицию будущего протеза с искусственными зубами. Далее, отделив внутренний слой (1-ю пластинку) от восковой композиции, проводят формование жесткого слоя базиса с искусственными зубами. Для этого может быть применен метод компрессионного или литьевого прессования. Желательно использовать метод литьевого



Рис. 16.3. Подготовка модели к изготовлению двухслойного базиса с мягкой прокладкой



Рис. 16.4. Моделировка жесткого слоя базиса

прессования, так как при нем не наблюдается линейно-объемных изменений базиса, который должен точно соответствовать рельефу протезного ложа. После полимеризации жесткий базис устанавливают на модель с внутренним слоем (1-й пластинкой) (см. рис. 16.3). Создают литниковые каналы (рис. 16.5) и методом литьевого прессования воск заменяют на пластмассу.

Применение протезов с жестким и даже двухслойным базисом не всегда обеспечивает положительный результат лечения, особенно в сложных клинических условиях протезного ложа, к которым можно отнести случай значительной неравномерной податливости

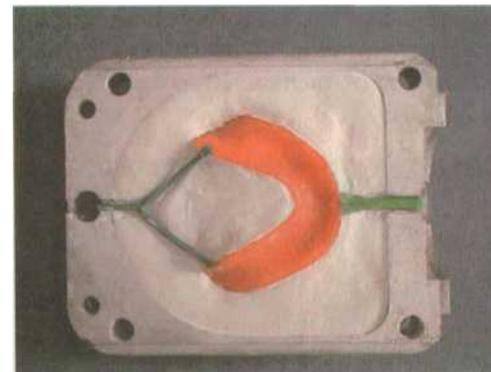


Рис. 16.5. Созданы литниковые каналы в кювете

тканей протезного ложа. При планировании конструкции протеза для конкретного случая, прогнозирования ближайших и отдаленных результатов лечения за счет создания сбалансированной окклюзии необходимо учитывать «погружаемость» протеза во время функции. Иными словами, суммарное перемещение протеза при сдавливании слизистой оболочки и мягкого слоя базиса в сторону костной основы (рис. 16.6).

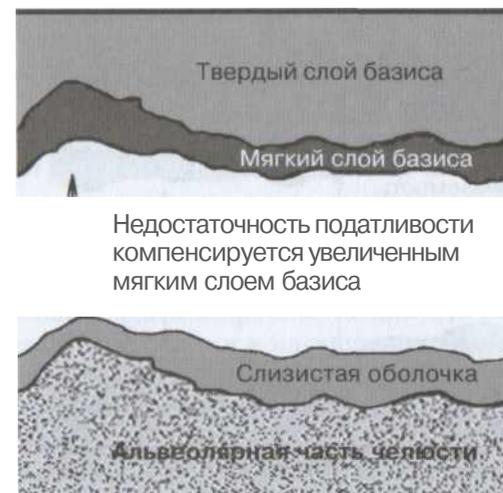


Рис. 16.6. Схема взаимодействия мягкого слоя базиса и слизистой оболочки

Для создания мягкого слоя базиса, обеспечивающего сбалансированное погружение протеза, необходимо изучить особенности податливости слизистой оболочки и перенести эти данные на рабочую модель (рис. 16.7).

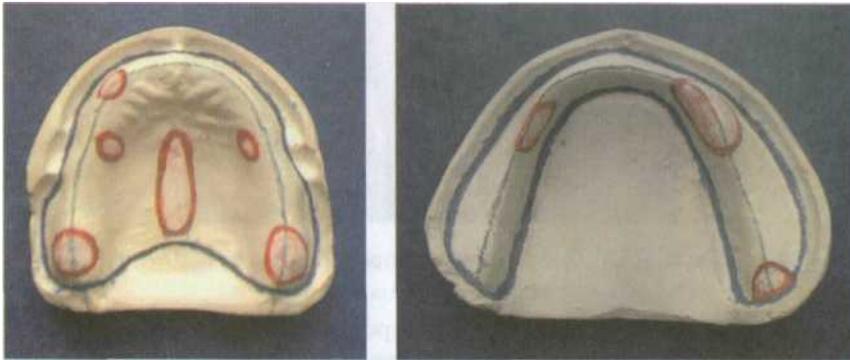


Рис. 16.7. На модели отмечены участки наименьшей податливости слизистой оболочки

Разметку модели и определение границ толщины мягкого слоя создают по принципу, где меньше податливость слизистой оболочки, тем толще должен быть слой мягкого базиса (рис. 16.8).

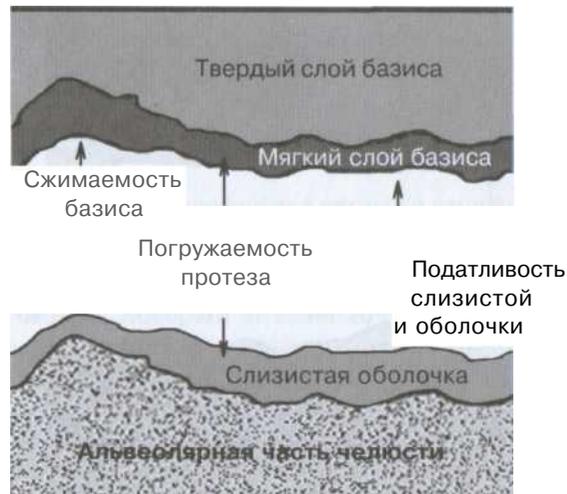


Рис. 16.8. Схема соотношений податливости слизистой оболочки и толщины мягкого слоя базиса

Толщина мягкого слоя закладывается в воске по методике точечного определения податливости и используется в создании рельефа внутреннего взаимоотношения мягкого и твердого слоев (рис. 16.9).



Рис. 16.9. Воском изолированы участки, где необходим более толстый слой мягкого базиса

Следующие этапы повторяют вышеописанные технологические приемы.

Эта методика позволяет получить сбалансированную окклюзию как в покое, так и во время приема пищи, что очень важно для создания благоприятных условий влияния протезов на костную и слизистые ткани протезного ложа

16.2. СОЗДАНИЕ ПЕРЕХОДНОГО СЛОЯ НА ГРАНИЦЕ МЯГКОГО И ТВЕРДОГО СЛОЕВ БАЗИСА

Традиционная технология изготовления съемного пластиночного протеза с двухслойным базисом не позволяет задавать толщину переходного слоя от жесткой пластмассы к мягкой и, как следствие, не способна создавать прочное соединение эластомера с акриловым базисом описанными в инструкции завода изготовителя способами, особенно когда в качестве мягкого слоя базиса используются полимеры на основе поливинилхлоридов.

При визуальном изучении среза двухслойного базиса, выполненного по традиционной технологии, отмечается четкое разделение двух фаз — между эластичным и жестким базисными слоями. Переходная диффузионная область, способная обеспечить приемлемую степень фиксации, практически отсутствует (рис. 16.10).

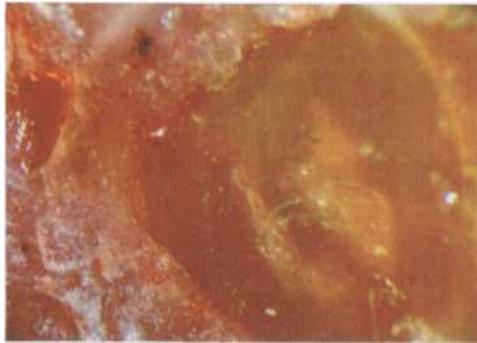


Рис. 16.10. Фрагмент двухслойного базиса, изготовленного по традиционной технологии (при 20-кратном увеличении)

Пациенты, пользующиеся такими протезами, вынуждены обращаться к врачу-ортопеду с целью изготовления нового протеза или замены эластичной части базиса через сравнительно короткий интервал времени — 6-12 месяцев.

Для устранения перечисленных выше недостатков разработана методика изготовления двухслойного базиса, представленного разнородными базисными материалами. Базис выполняется из двух видов пластмасс: жесткой акриловой и мягкой поливинилхлоридной. Их пространственная ориентация такая же, как и в обычных двухслойных базисах. Но в отличие от последних адгезионно-когезионная прочность между этими разнородными по химическому составу базисными материалами в несколько раз выше благодаря созданию на границе жесткой и эластичной пластмасс специального промежуточного слоя по типу взаимопроникающей сетки.

Важной особенностью технологии изготовления двухслойных протезов с дифференцированным базисом является методика приготовления пластмассового теста жесткой и мягкой пластмасс.

Для приготовления теста жесткой базисной пластмассы смешивается одна весовая часть жидкости (примерно 7,5 мл) с 2 мл дибутилфталата, который является жидкостью полихлорвиниловой пластмассы. Затем в эту композицию добавляют две весовые части порошка (примерно 15 г).

Методика приготовления теста мягкой базисной пластмассы заключается в следующем. В первую очередь смешивают необходимое количество жидкости (примерно 7,5 мл) и 0,2 грамма 1% -й стеариновой кислоты, затем полученную композицию смешивают с порошком (примерно 15 г). Стеариновая кислота широко приме-

няется в качестве термостабилизатора для поливинилхлорида, в частности при изготовлении систем переливания крови.

В половину кюветы, содержащую искусственные зубы, закладывают модифицированную композицию жесткой базисной пластмассы. Для обеспечения прочного соединения между твердой и эластичной пластмассами создается межфазный слой по принципу взаимопроникающей сетки. Создание однородной фазы между двумя полимерными слоями осуществляется путем смазывания кисточкой поверхности контакта акрилового базиса с мягкой пластмассой раствором полиметилметакрилата в бутилакрилате в соотношении 1:10 соответственно, после чего на обработанную поверхность немедленно накладывают модифицированную композицию мягкой пластмассы. Затем кювету устанавливают под пресс и выдерживают под давлением 0,5 МПа в течение 12 часов для диффузии компонентов базисных материалов. Временной интервал прессования может быть более 12 часов, но ни в коем случае не менее, иначе не образуется межфазный слой необходимой толщины между акриловой и полихлорвиниловой пластмассами.

Полимеризация в термостате проводится по следующему режиму: в течение 30 минут поднимают температуру до 60 °С, выдерживают 60 минут, затем в течение 30 минут повышают до 20 °С и выдерживают 60 минут. По окончании полимеризации кювету медленно охлаждают до комнатной температуры.

После полирования и обработки дезинфицирующими средствами протез припасовывают и фиксируют в полости рта.

При визуальном изучении послойной структуры срезов образцов из пластифицированной композиции с помощью микроскопа при 20-кратном увеличении отмечается, что переходный слой имеет специфические свойства (рис. 16.11).



Рис. 16.11. Фрагмент дифференцированного базиса (при 20-кратном увеличении)

На срезе дифференцированного базиса отмечается наличие более ярко выраженной диффузной области между эластичной и жесткой базисными пластмассами по сравнению с образцами, выполненными из стандартной композиции. Общий диффузионный слой в пластифицированных образцах увеличивается по толщине примерно на 2,5 мм, что связано с процессами диффузии компонентов модифицированных композиций. Развитие диффузного слоя связано с консистенцией и реологическими свойствами формуемых базисных пластмасс и зависит от временного интервала между процессом прессования и полимеризации базисных пластмасс. Благодаря увеличенному переходному слою между жесткой и эластичной базисными пластмассами происходит дифференцированное распределение жевательного давления, не способное сместить слои базиса относительно друг друга.

Известно, что эластичная часть базиса хорошо воспроизводит макро- и микрорельеф слизистой оболочки протезного ложа; снижает болевые ощущения при наличии острой внутренней кривой линии на нижней челюсти, экзостозов, истонченной слизистой оболочки; способствует замедлению атрофических процессов в подлежащей костной ткани. В отличие от двухслойных базисов, изготовленных по традиционной технологии, при использовании предложенной модифицированной методики изготовления базиса протеза не наблюдается отслаивания эластичной пластмассы, так как в области утолщенного диффузионного слоя коэффициент Пуассона для жесткой и эластичной пластмасс приблизительно одинаков. В системе, состоящей из твердой и эластичной пластмасс, жесткость каждого полимера имеет определенные отличия по значению коэффициента Пуассона. Для мягких пластмасс он близок к значению 0,5, для жестких — 0,35, поэтому решающим фактором в обеспечении прочностных свойств подобной системы должен быть равномерный переход в деформационных свойствах от жесткого полимерного слоя к мягкому. Таким образом, наличие развитого диффузионного слоя обеспечивает прочную межслойную адгезию.

В съемном протезе слой мягкой пластмассы должен перекрывать жесткий базис на 1,5-2,5 мм. Это способствует хорошей фиксации и стабилизации протеза (рис. 16.12).

Снижению интенсивности атрофических процессов в костной ткани челюстей способствует применение пористой эластичной пластмассы. Для получения модифицированного полимера используют следующие компоненты: сополимер поливинилхлорида — 10,5 г,



Рис. 16.12. Фрагмент съемного двухслойного пластиночного протеза с дифференцированным базисом

дибутилфталат — 7,35 г, дикарбонат аммония — 1,3 г, гидрокарбонат натрия — 0,9 г. Пищевая сода является вспенивателем базисной пластмассы. Полимеризация базисной пластмассы проводится в пресс-форме, поэтому протез получается с наличием пор в толще базиса и монолитным поверхностным слоем, прилегающим непосредственно к тканям протезного ложа (рис. 16.13).

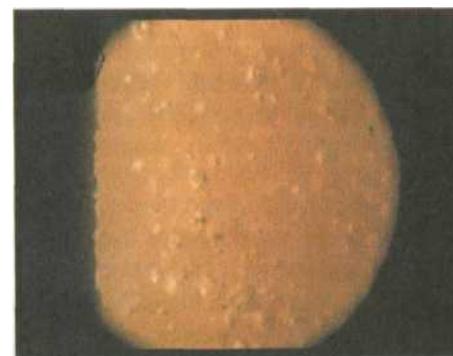


Рис. 16.13. Фрагмент пористой пластмассы (при 20-кратном увеличении). Слева поверхность, обращенная к слизистой оболочке протезного ложа; слева направо наблюдается увеличение диаметра пор

Режим полимеризации полимера проводится ступенчато: температуру поднимают со скоростью 0,5 °С в минуту и выдерживают при 60, 70 и 80 °С в течение 30 минут, после чего в течение 60 минут повышают температуру до 125 °С. Затем пресс-форму охлаждают в термошкафу до 50 °С, далее — на воздухе до температуры окружающей среды. Предлагаемая модификация базиса протеза обладает достаточной прочностью в связи с тем, что толщина жесткого слоя

заранее запланирована и по всей площади протеза равномерна (1,0 мм), а варьирование толщины базиса в целом происходит за счет изменения мягкого слоя в соответствии с клиническими условиями протезного ложа, воспроизведенными в эластичном полимере.

Пациенты, пользующиеся протезами с пористой пластмассой, быстрее к ним адаптируются. Это происходит за счет обеспечения оптимального распределения давления протеза на ткани протезного ложа в состоянии покоя, а также амортизирующего и массирующего действия во время функции.

Клинический опыт использования модифицированных двухслойных съемных протезов полного зубного ряда позволяет рекомендовать их к применению в следующих случаях:

- полная атрофия альвеолярного гребня и альвеолярной части челюстей;
- пологий или с навесом вестибулярный и оральный скат альвеолярного гребня; альвеолярной части; верхнечелюстного бугра;
- выраженный нёбный торус;
- узкий, тонкий альвеолярный гребень;
- острые костные выступы; оставшиеся после удаления зубов;
- сухая истонченная слизистая оболочка;
- плоский или чрезмерно глубокий свод нёба;
- высокий резцовый сосочек;
- симметричные экзостозы;
- продольный острый гребень внутренней кривой линии;
- подбородочно-подъязычный торус;
- одновременное множественное удаление зубов.

Использование протезов с дифференцированным базисом и с пористым эластомером способствует распределению жевательного давления согласно условиям полости рта, в связи с чем происходит снижение интенсивности атрофических процессов в тканях протезного ложа и повышение эффективности ортопедического лечения в целом.

16.3. ОСОБЕННОСТИ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОВ С КОМБИНИРОВАННЫМИ БАЗИСАМИ

При протезировании пациентов съемными пластиночными протезами фотоотверждаемыми материалами можно использовать сочетание литых металлических базисов из кобальтохромовых сплавов

или нержавеющей стали и материалов «Дентаколор» фирмы Kulzer и «Оксомат базисный» фирмы Оксомат.

Литые металлические базисы изготавливаются с учетом клинической ситуации по общепринятой методике. При моделировании каркаса формируются ретенционные пункты для крепления фотополимера. После отливки и проверки металлических каркасов в полости рта на рабочих моделях создается изоляционный слой Изоколомом-69. Фотополимеры наносятся послойно толщиной до 1,5-2 мм за 1 раз. Затем проводится отверждение материалов в фотополимеризаторах «Essia» или «Dentacolor XS» в течение 90 секунд. Далее протезы тщательно шлифуют, полируют и покрывают слоем материала Palaseal фирмы Kulzer, служащим одновременно защитным, декоративным и улучшающим качество наружной поверхности базисов протезов.

Преимущество методики заключается в скорости и точности изготовления съемных протезов без повреждения рабочих моделей, что позволяет проводить корректирование конструкций в случае их необходимости при минимальной затрате материалов и времени.

16.4. ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ПРОТЕЗОВ С АРМИРОВАННЫМИ БАЗИСАМИ

Наряду с металлическими базисами упрочнение базисов пластиночных протезов возможно более доступными и недорогими в технологическом отношении способами. В последние годы широкое развитие в мире получили методы армирования ортопедических конструкций протезов. Они позволяют значительно повысить выносливость протезов по сравнению с базисами, не содержащими металлической основы. В основном это касается таких физико-механических характеристик, как прочность на изгиб. Если учесть, что профиль поверхности протеза достаточно рельефный, то возникающие во время приема пищи деформационные нагрузки создают в пластмассовом базисе зоны повышенного напряжения. Эти зоны и дают начало образованию трещины, впоследствии приводящей к перелому базиса протеза. По данным исследователей, от 10 до 15 % протезов имеют переломы в первый год пользования. В дальнейшем этот показатель увеличивается до 20 % в связи с процессами старения пластмассы и многими другими факторами.

Причины переломов базисов пластиночных протезов разнообразны, и среди них можно выделить 2 группы.

Первая группа переломов связана с природой материала:

- а) низкий показатель прочности на изгиб, многократный удар, растяжение;
- б) старение пластмассы;
- в) возникновение зон напряжения в протезах, не связанных с нарушением режимов полимеризации;
- г) снижение прочности при водопоглощении в процессе полимеризации.

Вторая группа переломов связана с нарушением клинико-лабораторных этапов изготовления протезов:

- а) попадание инородных тел в пластмассу;
- б) недостаточное удаление воска из кюветы и с поверхности зубов;
- в) неравномерность толщины базиса;
- г) неправильная постановка зубов;
- д) неправильное расположение армирующих элементов;
- е) неправильное определение центрального соотношения челюстей;
- ж) нарушение режима полимеризации. Например, к поломке могут привести внутренние напряжения в базисе протеза вследствие быстрого охлаждения кюветы после полимеризации базиса протеза;
- з) неправильное изготовление моделей;
- и) неизолированные костные выступы.

Кроме того, переломы могут быть связаны с неправильным выбором базисного материала, с ошибками врача и техника в достижении и сохранении сбалансированной окклюзии и т. д. Несмотря на соблюдение всех клинико-лабораторных этапов протезирования, очень часто возникает необходимость повышения прочности пластмассовых базисов. В таких случаях на помощь приходит армирование. Армирование базисов проводится с использованием стекловолоконных нитей, углепластиковых волокон, арамидных нитей, а также с применением металлических сеток, покрытых золотом.

Показания к упрочнению акриловых базисов протезов:

- 1) наличие на противоположной челюсти интактного зубного ряда или восстановленного мостовидными протезами;
- 2) анатомо-топографические особенности костной основы протезного ложа — выраженный нёбный валик-торус, экзостозы;

- 3) последствия атрофических процессов — плоское нёбо, выраженная неравномерность степени податливости различных, в том числе и симметричных участков тканей протезного ложа;
- 4) протезирование послеоперационных дефектов челюстей и дефектов зубных рядов при сложно-челюстном протезировании.

16.5. ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ПРИЕМЫ И МЕТОДЫ УПРОЧНЕНИЯ БАЗИСОВ ПРОТЕЗОВ

В начале 80-х гг. прошлого столетия для повышения прочности протеза верхней челюсти предлагалось заменить переднюю группу искусственных зубов монолитно соединенными между собой в блок зубами (А. И. Дойников и др., 1981), а армирующий элемент выполнять из металла в виде проволоки, сетки и т. п. Впоследствии для этих целей стали применять волокнистую прочную ткань, углеродное волокно, сетки из арамидных нитей.

Известна методика армирования сеткой, изготовленной из арамидных нитей НСВМ 29.4, полотняного плетения с ячейками 1,0 мм, сложенной в два слоя под углом 45° и пропитанной модифицирующим составом. Состав представляет собой раствор из универсального связующего БИС-ГМА в метилметакрилате (ММА), который содержит инициатор полимеризации — перекись бензоила (ПБ) — в следующих соотношениях: 80 % массы — БИС-ГМА, 19 % массы — ММА, 1 % массы — ПБ.

Долгие годы основным эффективным способом армирования считалось применение проволочных и сеточных арматур. Для изготовления литой металлической армирующей сетки используется матрица, представляющая собой металлическую пластину толщиной 15 мм, трапециевидной формы для верхней и подковообразной для нижней челюсти с пазами глубиной 0,5 мм и шириной 1,0 мм, выполненными в виде клеток с величиной просвета 2,5 мм. Восковую заготовку получают путем заливки пазов до уровня поверхности матрицы моделировочным воском с предварительной изоляцией поверхности кремнийорганическими соединениями. После освобождения восковой репродукции сетки от формы приступают к окончательному моделированию и адаптации сетки к рельефу протезного ложа на предварительно дублированной из огнеупорного материала модели челюсти. Возможен вариант получения восковой заготовки сетки методом прокатывания стандартной

пластинки воска с применением этой же матрицы и металлического валика (рис. 16.14).

В последние годы налажен промышленный выпуск армирующих элементов в виде перфорированных пластин (рис. 16.15).

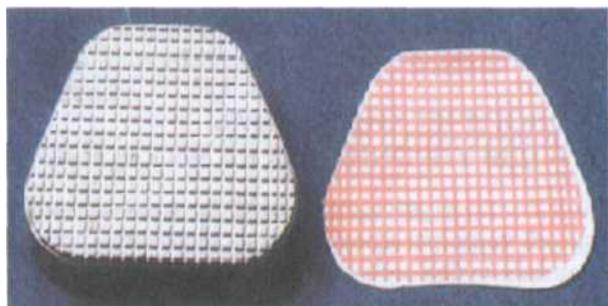


Рис. 16.14. Матрица для получения восковой заготовки армирующей сетки

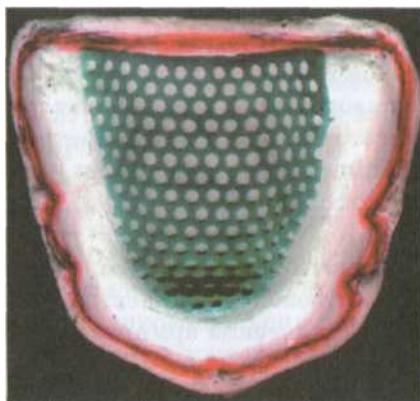


Рис. 16.15. Восковая заготовка армирующей сетки, адаптированная на модели

Очень хорошие прочностный и эстетический эффекты создают армирующие сетки с золотым покрытием (рис. 16.16). Эти армирующие элементы хорошо вписываются по цвету в базис съемного протеза, очень тонкие и прочные, они легко адаптируются на гипсовой модели, прочно соединяясь с акриловым базисом.

Выпускаются разновидности армирующего элемента с изоляцией для турса (рис. 16.17 и 16.18).

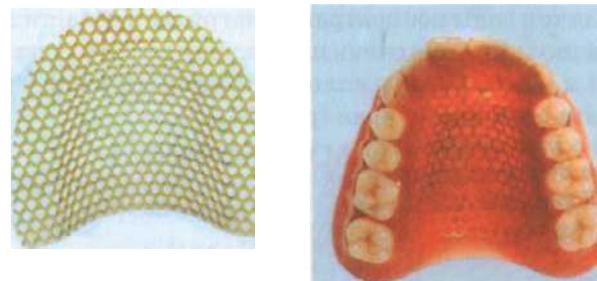


Рис. 16.16. Стандартная позолоченная армирующая сетка

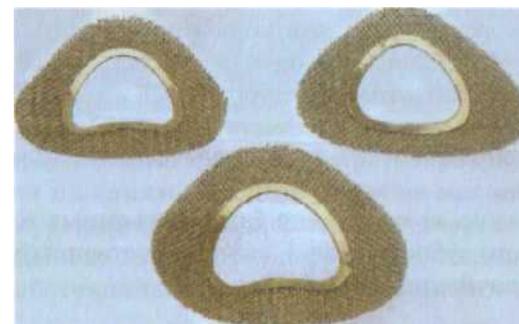


Рис. 16.17. Стандартные армирующие заготовки



Рис. 16.18. Протез, изготовленный с использованием стандартной армирующей заготовки

При наличии зоны концентрации нагрузки в области линии «А» возможно использование очень пластичной сетки с мелкоячеистой структурой и кантом в виде сплошного слоя металла, создающего хороший замыкающий клапан (рис. 16.19).

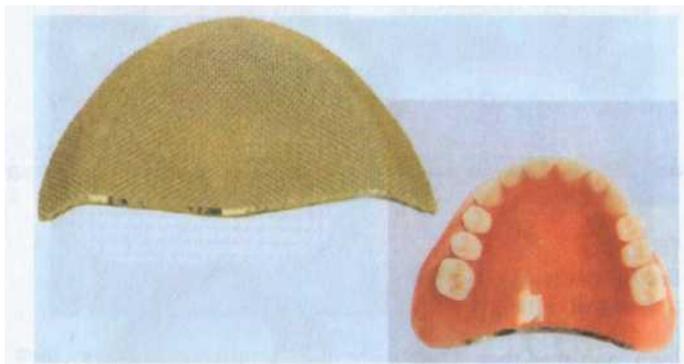


Рис. 16.19. Пластинчатая сетка с металлическим кантом по линии «А»

Таким образом, армирование базисов съемных пластиночных протезов полного зубного ряда — пока единственный и эффективный способ упрочнения.

17

Протезирование с использованием старых съемных пластиночных протезов в качестве основы

В предыдущих разделах были описаны относительно широко известные и часто используемые в повседневной практике врача-ортопеда методы и методики протезирования больных при полном отсутствии зубов. Но существуют случаи, когда необходимо прибегнуть к нетрадиционным способам протезирования. Например, когда пациент по каким-либо причинам не может посетить стоматологическую клинику необходимое количество раз или у врача много времени на дополнительные манипуляции, заменяющие некоторые зуботехнические этапы изготовления пластиночных протезов.

Известно, что иногда врач-ортопед использует старые зубные протезы в качестве индивидуальной ложки, и в таком случае очень хорошие результаты можно получить, используя жевательное давление для формирования функционального оттиска. При этом следует принять во внимание, что новые протезы будут иметь другие размеры по сравнению со старыми, а именно: высоту искусственных зубов, различную конфигурацию или геометрию зубных дуг и др. Иными словами, новые протезы не будут схожи со старыми по многим параметрам. Изменится и комплекс функциональных движений, не соответствующий старому, благодаря которому был получен функциональный оттиск. Необходимо заметить, что протезы, изготовленные по функциональному оттиску на основе старых протезов, будут, при всех равных условиях, иметь несколько лучшие характеристики, чем протезы, изготовленные по традиционной методике. Хорошие результаты протезирования можно получить только в случае получения оттисков, в максимально приближенных условиях в полости рта с новыми протезами. В настоящее время наиболее эффективными методиками можно считать

получение функционального оттиска с помощью ложки-базиса с прикусными валиками и протезирование на основе старых протезов.

При принятии решения о возможности использования старого пластиночного протеза в качестве основы для изготовления нового врачу-ортопеду необходимо учесть два фактора. Первый — пациент должен относительно сносно пользоваться пластиночным протезом до последнего времени. Второй — границы базиса протеза не должны отличаться от топографии переходной складки протезного ложа более возможностей применяемого оттискного материала. При использовании силиконовых масс разница границ не должна превышать 3–4 мм, термопластических оттискных материалов на основе канифоли несоответствие границ можно успешно компенсировать в пределах 10 мм и более.

После обследования протезов и полости рта переходят к получению диагностического оттиска под контролем жевательного давления. Равномерным слоем наносят оттискную массу на базис протеза верхней, а затем нижней челюсти. Вводят в полость рта в той же очередности верхний протез, затем нижний. При введении верхнего протеза оттискную массу полностью не вытесняют, оставляя максимально возможное расстояние от поверхности базиса до слизистой оболочки протезного ложа. Верхний протез должен самостоятельно удерживаться в полости рта некоторое время, необходимое для введения нижнего протеза, после чего пациента просят сомкнуть зубные ряды в состоянии центральной окклюзии и в легкой форме произвести жевательные движения в течение 25–30 секунд. Внутренняя поверхность базиса съёмного протеза формируется с помощью имитации жевательного давления в центральной окклюзии. Параллельно проводят оформление наружных границ, начиная с вестибулярной области и передвигаясь к области жевательных мышц. При этом необходимо активно перемещать корригирующий материал от медиальной поверхности базиса протеза к дистальным его границам.

На заключительном этапе снятия оттиска больному предлагается с помощью движений языка оформить оральную поверхность базиса протеза. Параллельно необходимо контролировать расположение нижней челюсти в центральной окклюзии. Затем зубные ряды и челюсти находятся в спокойном сомкнутом состоянии до полной вулканизации силиконового материала.

После извлечения протеза из полости рта необходимо оценить полученный оттиск.

Как правило, при работе со старым протезом в качестве оттискной ложки обращает на себя внимание неравномерная толщина слепочного материала. Язычная граница базиса протеза может быть утолщена, а щечная — истончена. Причем некоторые области имеют толщину корригирующего материала менее 1 мм. Избыток оттискного материала в язычной области указывает на то, что четкого отпечатка протезного ложа получить не удалось. Избыток материала с щечной поверхности протеза удаляют сначала с помощью ножниц по уровню шеек искусственных зубов, а затем шпатель, разогретым до красна в пламени горелки. Переходная граница при этом сглаживается.

Если осмотр внутренней поверхности базиса протеза показал неравномерный слой корригирующего материала, обусловленный наличием костных выступов или неравномерно распределенным давлением, то необходимо фрезой удалить оттискный материал и прилегающую пластмассу базиса приблизительно в объеме 2 мм в конкретной области для последующего создания однородного слоя оттискного материала во время второй процедуры снятия оттиска. Как правило, эта манипуляция проводится в области экзостозов, внутренней косой линии, ретромолярного бугорка, уздечек языка, в области прикрепления мышц, где костная ткань покрыта тонким слоем слизистой оболочки. Для сохранения границ протезного ложа первый слой корригирующего материала с базиса протеза не удаляется. Далее процедуру снятия оттисков с помощью функциональных проб повторяют по описанной выше методике.

Очередной этап подготовки зубных протезов заключается в формировании величины передней группы зубов как верхнего, так и нижнего протезов. При этом особое внимание необходимо уделить контурам губ и щек, устранив западение мягких тканей увеличенной толщиной базиса протеза с помощью самотвердеющей пластмассы.

Разместив протез в полости рта, инструментально формируют режущие края зубов. С помощью увеличения высоты коронок искусственных зубов самотвердеющей пластмассой восстанавливают высоту нижнего отдела лица. При необходимости добавляют пластмассу розового цвета по вестибулярной поверхности базиса для улучшения эстетики десневого края. Нужно добиться плавного перехода между старым и новым слоем базиса, а также тщательно отмоделировать пришеечные области зубов.

С помощью такой же методики изменяется конфигурация зубной дуги в области жевательных зубов, их щечно-оральное

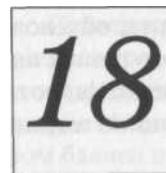
положение и окклюзионная кривая. Повышение высоты коронок жевательной группы искусственных зубов с восстановлением фисуро-бугоркового контакта зубов-антагонистов определяет не только величину нижнего отдела лица, но и дистальное перемещение нижней челюсти.

Пока больной адаптируется к промежуточному зубному протезу, необходимо откорректировать высоту нижнего отдела лица. Рекомендуется это делать не сразу, а постепенно, добавляя или удаляя малые количества самотвердеющей пластмассы, заключенной между зубными рядами протезов, находящихся в полости рта. К сожалению, не существует точного метода определения высоты нижнего отдела лица у беззубых больных. Однако некоторые ученые считают, что на первое место необходимо ставить физиологические и эстетические ориентиры, а также необходимо использовать тот метод восстановления центрального соотношения челюстей, которым безошибочно владеет врач-ортопед.

Следует отметить, что работу с верхнечелюстным протезом осуществляют в полости рта, а с нижнечелюстным — предпочтительнее в руках. На данном этапе обязательно проверяют центральную и боковую окклюзии.

Протез тщательно полируют. Алмазным диском оформляют межзубные промежутки для достижения оптимальной эстетики как с вестибулярной, так и при переходе на язычную поверхность, так как эта область видна при открывании рта. Хорошие результаты дает шлифовывание искусственных зубов-антагонистов. Перед заключительным этапом необходимо еще раз проконтролировать высоту нижнего отдела лица.

Заключительным этапом вышеописанной технологической цепи является этап получения функционального оттиска, а подготовленные протезы являются идеальными индивидуальными ложками для снятия функциональных оттисков под идеально распределенным жевательным давлением. Последующие клинико-лабораторные этапы протезирования не отличаются от общепринятых, описанных выше.



Непереносимость пластмассовых протезов. Этиология. Клиника. Лечение

18.1. ПРИЧИНЫ НЕПЕРЕНОСИМОСТИ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ ИЗ ПЛАСТМАСС

Около 70 лет акриловые пластмассы являются основным базисным материалом для изготовления съемных протезов. Эта группа материалов полностью вытеснила каучук, став фактически единственным базисным материалом для изготовления съемных и облицовочным материалом для несъемных конструкций зубных протезов. В настоящее время от 91 до 98 % съемных протезов изготавливаются из сополимеров ПММА. Однако, как показала практика, обладая многими положительными свойствами, полимеры могут оказывать и отрицательное действие на ткани протезного ложа и организм в целом.

В связи с недостаточным знанием причин и механизмов реакции слизистой оболочки протезного ложа на акрилаты возник термин «непереносимость пластмассовых протезов», который сохранился и до настоящего времени. В отечественной литературе в это понятие авторы включают стоматиты очаговые, травматические и разлитые (диффузные), вызванные токсико-аллергическими факторами.

В зарубежных публикациях термин «протезный стоматит» можно найти в двух трактовках: «Denture stomatitis» и «Stomatitis protetica». Кроме них встречаются такие термины, как «контактный стоматит» и «акриловый стоматит». В зарубежной литературе заболевания и осложнения, вызванные акриловыми базисами съемных протезов, также называют по-разному: Allergic stomatitis, Stomatitis venenata, Denture-Related Candidiasis, Chronic Denture Palatitis, Stomatitis nudata, Stomatitis contagiosa, Chronic Denture Problems.

Даже в классификации ВОЗ заболевания полости рта, обусловленные зубными протезами, под названием Denture sore mouth являются синонимом протезного стоматита — Denture stomatitis, хотя термин «Denture sore mouth» исключает инфекцию *Candida* и травматические язвы.

Таким образом, недостаточное знание этиологии и патогенеза явлений непереносимости пластмассовых протезов привело к тому, что в настоящее время данное понятие объединяет самые различные заболевания слизистой оболочки протезного ложа из-за общности клинических симптомов и особенно местных проявлений.

По данным литературы, частота повышенной чувствительности к акриловым материалам колеблется от 0,7 до 12,3 %. Из них 85-90 % составляют женщины, причем 60-70 % в периоде менопаузы.

Причинами непереносимости акрилатов считаются:

- 1) механическая травма протезами слизистой оболочки полости рта;
- 2) воздействие на слизистую оболочку полости рта микроорганизмов, содержащихся в налете на протезах;
- 3) аллергическое и токсико-химическое воздействие веществ, входящих в состав протезов;
- 4) термоизолирующее воздействие ПММА на подлежащие ткани и изменение условий под протезами;
- 5) заболевания внутренних органов (анемия, диабет, атеросклероз и др.), гормональные расстройства (климакс и др.);
- 6) психогенные факторы.

18.1.1. Механическая травма слизистой оболочки

Распространено мнение, что механическая травма — одна из основных причин непереносимости съемных пластмассовых протезов, так как важнейшим барьером на пути поступления в организм аллергенов, токсических веществ, микроорганизмов и продуктов их жизнедеятельности является эпителий. В свою очередь он постоянно подвергается механической травме, воздействию широкого спектра температур и значений pH , действию раздражающих и повреждающих веществ. Нарушение барьерной функции эпителия может привести к развитию патологических процессов, в том числе явлений непереносимости акрилатов.

Известно, что базис съемного протеза должен точно воспроизводить микрорельеф тканей протезного ложа, но из-за несовершенства применяемых технологий это достаточно сложно. В основе травматического воздействия лежит несоответствие между рельефом базиса протеза и рельефом слизистой оболочки, образующееся от возникающей в процессе полимеризационной усадки пластмассы, которая в лучшем случае достигает 0,4 — 0,55 %.

Однако состояние слизистой оболочки зависит не только от качества изготовления протезов, но и от устойчивости самой слизистой оболочки к механическому воздействию, которое приводит к слущиванию эпителия слизистой оболочки, снижению факторов местной защиты и способствует возникновению непереносимости базисных пластмасс.

18.1.2. Воздействие на слизистую оболочку полости рта микроорганизмов, содержащихся в налете на протезах

Известно, что в ротовой жидкости содержится большое количество микроорганизмов со специфическими наборами ферментных систем, которые и играют главную роль в нарушении кислотно-щелочного состояния в ротовой полости. Представителей микрофлоры слюны делят на две антагонистические группы: 1) продуценты уреазы (уреолитические), вызывающие подщелачивание слюны за счет гидролиза мочевины и образования аммиака; 2) микроорганизмы, содержащие набор гликолитических ферментов, которые смещают pH слюны в кислую сторону, ферментируя сахара до органических кислот. При наличии патологических процессов в полости рта и возникающем микробном дисбалансе могут преобладать представители одной из антагонистических групп микроорганизмов, вследствие чего pH отклоняется от нормы.

Шероховатость и пористость, а также плохой уход за протезами способствуют проникновению ротовой жидкости в базис и образованию на его поверхности налета, в котором содержатся углеводы, белки, клетки слущенного эпителия, лейкоциты и др. Зубные протезы покрываются отложениями, остатками пищи, слущенными клетками эпителия. Наиболее часто остатки пищи задерживаются под базисами съемных пластиночных протезов, особенно верхней челюсти. В результате этого создаются благоприятные условия для жизнедеятельности грибов, особенно рода *Candida albicans*. Продукты метаболизма *Candida albicans* (молочная кислота и др.) могут вызывать боли в области протезного ложа, жжение и гипере-

мию слизистой оболочки. Увеличение количества микрофлоры ведет к усилению ферментативных процессов, что способствует повышению интоксикации организма. Раздражающее действие бактериальных токсинов вызывает появление неприятных субъективных ощущений и гиперемии слизистой оболочки.

18.1.3. Аллергическое и токсико-химическое воздействие веществ, входящих в состав протезов

Среди заболеваний слизистой оболочки полости рта аллергические составляют от 20 до 40 %. Материалы же, применяемые для съемных зубных протезов, являются инородными и вызывают в живых тканях человека различные нарушения. Аллергические реакции, например, могут быть спровоцированы веществами не только белковой природы, но и простыми химическими веществами, такими как акриловые пластмассы, а также более сложными продуктами небелковой природы. Эти вещества называют *гаптенами*. При попадании в организм они становятся антигенами (аллергенами) только после соединения с белками. При повторном попадании в сенсibilизированный организм эти аллергены могут соединяться с антителами и/или Т-лимфоцитами без предварительного связывания с антигенными структурами организма. Роль гаптена может выполнять не все химическое вещество, а определенная часть его молекулы. Одинаковые части молекулы (группировки) могут находиться в составе различных химических продуктов. Реакции на аллергены, содержащиеся в акрилатах, которые протекают по атопическому (реагиновому) типу, возникают крайне редко. Чаще проявления идут по замедленному типу, например контактная аллергия. Развивается воспаление, которое является одновременно и защитным (способствует разрушению и элиминации аллергена), и повреждающим фактором (приводит к нарушению функции тех органов, где оно развивается). Практика показывает, что пластмассы горячего отверждения очень редко вызывают аллергические реакции, чаще всего эти реакции наблюдаются при применении пластмасс холодного отверждения.

Под действием остаточного мономера, которым является метилметакрилат, происходит острая токсическая, или кумулятивная, реакция. Точками приложения акрилатов являются мембраны клеток и клеточные органеллы. Соединения акриловой кислоты способны блокировать тканевое дыхание, перекрывая сульфгидрильные группы, переводя гемоглобин в метгемоглобин и разрушая

низкомолекулярные антиоксиданты непосредственно в тканях. Малые дозы акрилатов при длительном контакте могут вызвать хронический персистирующий гепатит. Выделяющийся из базиса протеза мономер изменяет активность слюнных ферментов, в результате чего снижается активность каталазы, но повышается активность супероксиддисмутазы, щелочной и кислой фосфатаз.

Развитию токсических и аллергических реакций на акрилаты способствуют такие факторы, как нарушение барьерной функции тканей полости рта при травмах, заболевания внутренних органов (гипертония, ишемическая болезнь и др.). Кроме того, использование местных анестетиков с вазоконстрикторами способствует проникновению веществ через слизистую оболочку в организм (при этом возникают явления ишемии и гипоксии).

18.1.4. Термоизолирующее воздействие ППМА на ткани протезного ложа

Особые условия среды под съемными протезами могут быть обусловлены тем, что пластмасса, являясь плохим проводником тепла, приводит к локальному повышению температуры. Нарушение теплообменных процессов под съемными протезами из акриловых пластмасс способствует разрыхлению и мацерации эпителия слизистой оболочки полости рта, увеличению проницаемости сосудистой стенки, что создает условия для проникновения мономера в кровяное русло. Температурные воздействия нарушают функциональный барьер слизистой оболочки. Доказано, что при длительном воздействии температуры свыше 47 °С возникают необратимые изменения слизистой оболочки. Действие повышенных температур ускоряет иммунологические процессы, вызывает денатурацию белка и изменения антигенной структуры собственных белков.

При хорошей фиксации пластиночные протезы закрывают протоки малых слюнных желез, вызывая стаз слюны, изменяя ее вязкость, содержание защитных бактерицидных и трофических веществ. Изменение тока слюны не способствует самоочищению слизистой оболочки полости рта, особенно под протезами и языком, в результате чего возникают воспалительные реакции. Секрет слюнных желез, проникая в глубь слизистой оболочки, вызывает чувство жжения. Ток слюны является важнейшим фактором поддержания барьерных свойств эпителия слизистой оболочки протезного ложа. Слюна защищает эпителий от механических, химических и температурных повреждений, удаляет микроорганизмы и по-

крытые ими эпителиоциты, содержит высокие концентрации антимикробных веществ (лизоцима, лактоферрона, пероксидазы, окиси азота), секреторных иммуноглобулинов класса А, препятствующих прикреплению микроорганизмов к эпителию, а также эпидермальные факторы роста, которые стимулируют регенерацию эпителия. Рядом ученых высказано предположение, что появление жжения связано также с явлениями гипоксии, развивающейся при сдавлении поверхностно расположенных вен и лимфатических сосудов тканей протезного ложа. Возникновение парестезии обусловлено раздражением нервных элементов, включением рефлекторных вегетативных реакций.

18.1.5. Заболевания внутренних органов

Многие заболевания внутренних органов могут способствовать развитию явлений непереносимости акриловых протезов. К ним относятся эндокринные заболевания, болезни, связанные с обменом веществ, патологии кроветворной системы и кровообращения, заболевания вегетативной нервной системы и многие другие.

Химические загрязнения среды как в городе, так и в деревне способствуют снижению реактивности организма, являются дополнительным источником его сенсibilизации. Природные аллергены, содержащиеся в воде, почве, пище, попадая в желудочно-кишечный тракт, могут прямым или опосредованным путем воздействовать на уровень иммунологической реактивности организма. Охлаждение организма на производстве и в быту действует подобно аллергену (явление парааллергии) и приводит к усиленному проявлению общих и местных аллергических процессов. Возникающие на производстве и в быту электромагнитные поля, ультразвук, облучения и т. д. вначале повышают иммунологические функции, а затем угнетают их.

Нервная, эндокринная и иммунные системы, определяющие репродуктивные и репаративные процессы в тканях полости рта, связаны топографически и характеризуются общностью моделирующих и транзиттерных медиаторов, взаимодействие которых определяет гомеостаз и характер иммунного ответа органов и тканей на раздражители в условиях патологии.

Интенсивное воздействие на эпителий слизистой оболочки протезного ложа раздражающих факторов (механических, микробных, химических, температурных) вызывает его усиленное ороговение (гиперкератоз). При заболеваниях организма в результате

метаболических и гормональных сдвигов в сочетании с воздействием механических факторов и химических веществ происходят изменения дифференцировки эпителиальных клеток слизистой оболочки протезного ложа. Становятся иными их поверхностные физико-химические свойства, что отражается на способности эпителия к адгезивным взаимодействиям с микроорганизмами, постоянно присутствующими в полости рта.

При различных эндокринопатиях нередко наблюдаются изменения слизистой оболочки полости рта в виде трофических расстройств. Так, у больных сахарным диабетом в результате уменьшения стойкости капилляров в тканях полости рта и повышения сосудистой проницаемости происходят нарушения в слизистой оболочке. Больные жалуются на сухость во рту, снижение вкусовой чувствительности, при травмировании протезами быстро развиваются декубитальные язвы. Повышение концентрации глюкозы в слюне может способствовать размножению микрофлоры, особенно *Candida albicans*, повышенному образованию налета мягкой консистенции на зубах и протезах.

При тиреотоксикозе нередко выявляются такие симптомы, как жжение слизистой оболочки, снижение вкусовой чувствительности, глоссит. У пожилых людей, беременных, лиц, страдающих эндокринными заболеваниями и заболеваниями крови, пациентов, перенесших лечение антибиотиками или рентгенотерапию, онкологических больных на фоне снижения общего и местного иммунитета может возникнуть кандидозный протезный стоматит. Некоторые ученые считают, что кандидоз — это индикатор иммунной недостаточности организма.

Известно, что с возрастом эпителиальный слой слизистой оболочки полости рта подвергается атрофии. В подслизистом слое исчезают эластические волокна, ухудшается васкуляризация мягких тканей. Обезвоженная слизистая оболочка становится чувствительной, легко ранимой, нарушается процесс заживления ран. Даже при незначительных повреждениях слизистой оболочки полости рта съемными пластиночными протезами у пожилых людей с нарушенной трофикой и у ослабленных общесоматическими хроническими заболеваниями часто образуются болезненные, долго незаживающие декубитальные язвы.

При атрофии альвеолярного гребня и альвеолярной части нижней челюсти сосудистые и нервные волокна, оказавшиеся непосредственно под протезом, отделены от него лишь прослойкой атрофичной слизистой оболочки. Из-за возникающих явлений гипе-

рестезии или парестезии нервных окончаний адаптация к протезам значительно замедляется или не наступает совсем. Дегенеративные изменения в слюнных железах приводят к уменьшению слюноотделения и увеличению содержания муцина в слюне. Атрофические процессы происходят также в клетках эпителия, выстилающего выводные протоки желез, что может вызвать сухость в полости рта и снижение защитных свойств слизистой оболочки. В связи с десквамацией эпителия слизистая оболочка языка становится легкоранимой. При незначительной травме образуются эрозии и развиваются стойкие воспалительные процессы. Пациенты жалуются на чувство жжения и боли в языке. У любителей острой пищи и, особенно, у курильщиков в пожилом возрасте на слизистой оболочке могут возникнуть глубокие складки, в результате чего обычно нарушаются вкусовые ощущения, что иногда объясняется наличием съемных протезов в полости рта.

Итак, общие заболевания организма предрасполагают к непереносимости зубных протезов и обуславливают неадекватную реакцию тканей протезного ложа на раздражители, исходящие от зубного протеза.

18.1.6. Психогенные факторы

Высокий уровень психоэмоционального напряжения у современного человека может привести к возникновению неинфекционных заболеваний полости рта. Слово как возникшая в процессе филогенеза новая форма сигнализации, связанная с речью, может вызвать настолько сильный эмоциональный стресс, что он сам по себе станет не условием, а причиной возникновения патологического процесса или болезни. Слово, действуя на эмоциональную сферу человека через вегетативную нервную систему, влияет на обмен веществ в тканях, повышая или снижая их устойчивость к патогенным воздействиям. Как свидетельствуют эпидемиологические и другие исследования, важную, а иногда решающую роль играет чрезмерно интенсивная и длительная стрессовая реакция. Следствием стрессового воздействия на организм является активация свободнорадикального окисления липидов, приводящая к повреждению мембранных структур клеток. У 90 % животных, подвергшихся воздействию стресса, в слизистой оболочке желудка образовались язвы значительной площади, у 100 % появились подслизистые кровоизлияния, увеличилась концентрация глюкокортикоидов, в крови происходит резкая активация процессов перекисного окисления липидов.

В развитии явлений непереносимости съемных акриловых протезов значительную роль играет психологическое состояние больного. У некоторых из них обнаружены легкие психические нарушения, а небольшая часть пациентов может находиться на учете у психиатров.

Явления непереносимости акрилатов могут отмечаться у больных с психозами и шизофренией (в депрессионную фазу), причем у женщин более часто, чем у мужчин. Особенно подвержены ипохондрическому состоянию лица с тревожно-мнительным характером, невротизмом, шизофренией, органическими заболеваниями центральной нервной системы, депрессиями. В литературе описана фармакологическая сиалопения, возникающая как временное явление во время приема некоторых психотропных препаратов.

Группа ученых высказала мнение, что в большинстве случаев раздражающие общие и местные факторы являются лишь разрешающими моментами возникновения парестезии слизистой оболочки полости рта, протекающих на фоне различной психосоматической патологии.

18.2. КЛИНИЧЕСКАЯ КАРТИНА НЕПЕРЕНОСИМОСТИ АКРИЛОВЫХ ПРОТЕЗОВ

Как уже отмечалось ранее, долгое время было принято объединять под одним общим названием непереносимость все протекающие в полости рта патологические процессы, обусловленные пользованием пластиночными протезами. При этом к ним относили формы, различные по этиологии, патогенезу и симптоматике.

Контактно-аллергическое воспаление при пользовании акриловыми протезами следует дифференцировать от воспаления, связанного с механическим воздействием. Как правило, очаги воспаления, появившиеся в результате механического давления, строго ограничены. Нередко механической травме сопутствует грибковая инфекция. Развитию же бактериального поражения слизистой оболочки способствует постоянное ношение съемных протезов и плохой гигиенический уход за ними. Пациенты с кандидозом обычно предъявляют жалобы на зуд, жжение, покалывание, пощипывание, ощущение саднения, неприятный привкус, болезненность и сухость во рту. В подавляющем большинстве эти ощущения локализуются в области кончика и корня языка, иногда распространяются на всю слизистую оболочку. Кроме того, на языке возможны глубокие бороздки (складчатый язык), на дне и по

краю которых расположены беловато-серые крупинки и пленочки, также могут отмечаться поражения красной каймы губ и заеды в области углов рта.

При осмотре полости рта наиболее часто отмечается гиперемия слизистой оболочки соответственно границам съемного протеза (рис. 18.1).



Рис. 18.1. Гиперемия слизистой оболочки соответственно границе протеза

Некоторые пациенты, особенно с полной потерей зубов, соответственно границам протеза верхней челюсти имеют ярко-красную (гиперемированную), отечную слизистую оболочку, так называемую картину «пылающего рта» (рис. 18.2). При этом на нижней челюсти слизистая оболочка бледно-розовая или слегка гиперемирована. Жжение характерно для обеих челюстей.



Рис. 18.2. Картина «пылающего рта»

Нередко у пациентов выявляются случаи одновременной триады симптомов: гиперемированная слизистая оболочка соответственно границам протеза, обложенный язык, изменения кожи вокруг красной каймы губ (рис. 18.3-18.5).



Рис. 18.3. Изменение кожи вокруг красной каймы губ

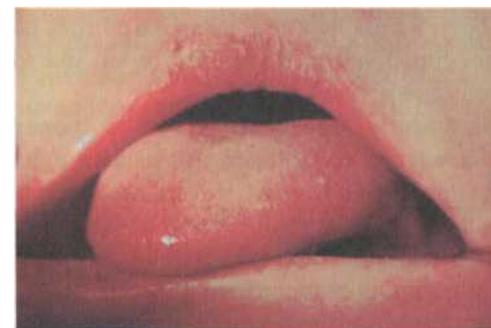


Рис. 18.4. Язык обложен белым неснимающимся налетом

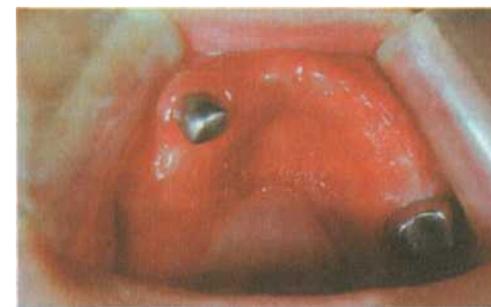


Рис. 18.5. Гиперемированная слизистая оболочка соответственно границам съемного протеза

Необходимо обратить внимание на то, что сходные с аллергией симптомы наблюдаются и при других патологических состояниях: авитаминозах, синдроме Шегрена, пониженной или нулевой кислотообразующей функции желудка, сахарном диабете, эндокринных и психических расстройствах, неврозах, психозах и церебральном склерозе.

Больные с заболеваниями желудочно-кишечного тракта, сахарным диабетом, сердечно-сосудистой патологией и другими заболеваниями, при которых поражаются периферические сосуды и наблюдается понижение стойкости капилляров, с трудом адаптируются к съемным пластиночным протезам. У лиц пожилого и старческого возраста в связи со значительным снижением реактивности организма клинические проявления непереносимости акриловых пластмасс имеют свои особенности. Заболевание чаще всего начинается с появления боли неопределенного характера, пощипывания, жжения слизистой оболочки твердого нёба, губ, онемения и сухости в полости рта, а также общих расстройств (недомогания, приступообразной головной боли, постоянной бессонницы, боли в желудке и т. д.).

Лицам, страдающим болезнями крови и кроветворной системы, трудно пользоваться съемными протезами в фазе обострения из-за отека слизистой оболочки. Часто не имеют возможности пользоваться пластиночными протезами из-за повторных кровотечений больные, страдающие болезнью Верльгофа, гемофилией, острым лейкозом и гипопластическими анемиями.

Больной с пернициозной анемией может жаловаться на чувство жжения, постоянное желание снять протезы, что может ввести в заблуждение врача-ортопеда и привести к многочисленным неудачным переделкам съемных зубных протезов. При железодефицитной анемии развиваются трофические нарушения слизистой оболочки полости рта, больные жалуются на изменение вкусовой чувствительности, парестезии и сухость слизистой оболочки полости рта.

Для больных с непереносимостью съемных протезов, вызванной нарушением висцеро-рефлекторных механизмов, помимо соматогенных жалоб характерно множество общесоматических, таких как головные боли, головокружения, раздражительность, онемение рук, боли в правом или левом подреберье, в подложечной области, заболевания глаз, ушей, кожи, желудочно-кишечного тракта, изменение аппетита и др.

Очень редко реакция на акрилаты может проходить по I типу в виде отека Квинке или анафилактического шока. Отек Квинке рассматривается многими учеными как наиболее тяжелая форма аллергии, когда речь идет о спонтанно возникающем отеке мягких тканей разной степени. Преимущественно он локализуется на лице — отекают веки, губы, щеки. При отеке Квинке ухудшается общее самочувствие. При вовлечении в процесс слизистых оболочек полости рта, зева или гортани и языка может наступить тяжелое удушье.

Наиболее тяжелая форма аллергии — анафилактический шок. В его основе лежит тяжелое нарушение сердечно-сосудистой системы, развивающееся вследствие сверхчувствительности организма к антигену. Клиническая картина характеризуется коллапсом, остановкой сердца или нарушением его ритма, потерей сознания, образованием экзантем. С развитием болезни появляется отек языка, ведущий к механической обтурации дыхательных путей и требующий немедленного врачебного вмешательства.

До настоящего времени в литературе нет единой классификации, которая учитывала бы все клинические формы и этиологические факторы заболеваний, вызываемых пластиночными протезами.

18.3. ДИАГНОСТИКА НЕПЕРЕНОСИМОСТИ АКРИЛОВЫХ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

Сегодня в диагностике непереносимости большое значение отводится стоматологическому и аллергическому анамнезу. Для этого применяются специальные анкеты-карты, которые заполняют больные. На основании опроса и тщательного сбора аллергоанамнеза проводится прогнозирование вероятностного риска при выборе стоматологического материала.

Микроциркуляцию крови в слизистой оболочке полости рта и языка исследуют капилляроскопией, реографией, полярографией, реже — ангиографией. Для диагностики ишемии слизистой оболочки проводят легкое смазывание предварительно высушенной слизистой оболочки раствором адреналина (1:1000), усиление ее жжения подтверждает диагноз.

В клинической практике часто бывает трудно оценить интенсивность воспалительного процесса. Э. С. Каливрадзиян и соавт. разработали методику, благодаря которой можно оценить интенсивность воспалительного процесса по степени окрашивания ели-

зистой оболочки. Для этого предлагается в течение первых 30–60 минут после наложения протеза выявлять зоны повышенной нагрузки слизистой оболочки под базисом с помощью окраски ее раствором Шиллера—Писарева с последующим контрастированием раствором толуидинового синего. При этом зоны воспаления видны невооруженным глазом. Эта методика применима в период адаптации к протезам во время проведения коррекции протезов в первые 1,5 часа после наложения и фиксации. В дальнейшем, когда острое воспаление сменится хроническим, достаточно будет окраски только раствором Шиллера—Писарева.

Для выявления аллергизирующего влияния протеза в клинике ортопедической стоматологии широко применяют экспозиционную и провокационную пробы. Аллергические стоматиты диагностируют с помощью лейкопенической и тромбоцитопенической проб. При аллергической природе непереносимости количество лейкоцитов и тромбоцитов уменьшается не менее чем на 1000 и 40 000 соответственно.

Среди известных методов изучения фагоцитарной функции нейтрофильных гранулоцитов наиболее стандартен и прост цитохимический тест восстановления нитросинего тетразолия (НСТ-тест).

Местные колебания температуры могут служить важным диагностическим признаком, являясь показателем трофических сдвигов, степени кровоснабжения, глубины и характера поражения на данном участке слизистой оболочки. Для измерения температуры используют электротермометр ЭТУ-М. Специфическими методами диагностики являются прямые тесты на коже и слизистой оболочке с целью провоцирования микроаллергической реакции посредством создания плотного контакта протеза с кожей (или слизистой), содержащей антитела или sensibilizированные лимфоциты к предполагаемым аллергенам. Однако кожные пробы считаются недостаточно информативными, так как для проведения проб на слизистой оболочке необходимо предварительно приготовить небную пластинку, в которой имеются специальные почкообразные камеры для помещения аллергена. Тестирование на слизистой оболочке значительно усложняется наличием ротовой жидкости, поэтому использовать можно только твердые вещества, а это исключает тестирование жидких веществ (мономеров).

При применении прямых тестов на коже и слизистой оболочке сложно избежать ошибок вследствие того, что ложноположительные реакции возможны при наличии у пациента вегетососудистой дистонии, при некачественных аллергенах, полиаллергических

реакциях и токсической концентрации аллергена. Для дифференциальной диагностики токсического и аллергического стоматитов от механического раздражения предложено использовать тест химического серебрения внутренней поверхности базисов протезов. Эти методы основаны на полной изоляции слизистой оболочки протезного ложа от материала базиса.

В клинической практике для тестирования аллергии используется непрякая реакция Shelle — тест дегрануляции базофилов. Сущность метода заключается в подсчете процента разрушенных базофилов в сыворотке крови пациентов, у которых предполагается наличие антител к аллергену (мономеру, Candida-антигену и т. д.). Проба считается положительной, если более 15 % базофилов в опытной реакции дегранулированы или разрушены. Сравнение проводится с контрольным исследованием, где вместо аллергена используется изотонический раствор хлорида натрия.

Обнаружить сенсibilизацию клеток (лимфоцитов, макрофагов) можно такими реакциями, как бласттрансформация лимфоцитов, торможение миграции макрофагов, иммунное розеткообразование, цитотоксичность лимфоцитов и др.

Большое распространение в диагностике непереносимости получила реакция специфической агломерации лейкоцитов. В основе реакции лежит эффект усиления агломерации лейкоцитов под влиянием гаптена, что является признаком специфической активации sensibilizированных клеток. Конечной стадией реакции агломерации является лизис, поэтому полное отсутствие сгруппированных лейкоцитов расценивается как резко положительная реакция.

Среди известных методов оценки степени микробного загрязнения базисов наиболее доступны методики E. Ambjornsen, S. B. Keng, M. Lem (рис. 18.6).

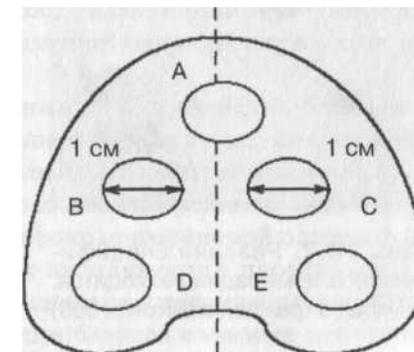


Рис. 18.6. Участки исследования протезного налета (описание в тексте)

Протезный налет исследуется в 5 участках и оценивается по 4-балльной системе в каждом участке:

- 0 — при поскабливании острым инструментом по базису протеза нет видимого налета;
- 1 — налет виден только на инструменте, которым проводили соскабливание участков базиса;
- 2 — в оцениваемых участках есть видимый налет;
- 3 — имеется обилие видимого налета в исследуемых участках.

При оценке результата баллы суммируются. Сумма баллов от 0 до 3 свидетельствует о малом количестве протезного налета, а 4 балла и выше — о выраженном его количестве.

Для подтверждения токсического действия MMA разработаны методы качественного анализа компонентов протезного базиса с помощью жидкостной хроматографии высокого давления. Уровень остаточного мономера в базисах протезов устанавливают методами газовой хроматографии, титриметрии, а также инфракрасной спектрометрии.

Для выявления сенсибилизации организма к мономеру применяют реакцию торможения миграции лейкоцитов (по методике И. Б. Каргиной и соавт.) и реакцию специфической агломерации лейкоцитов по методике В. Е. Тугановой и соавт. (рис. 18.7).

Реакцию торможения миграции лейкоцитов в полость рта (рис. 18.8) можно проводить по методике А. Д. Адо и соавт.

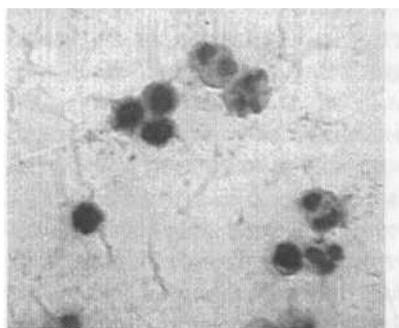


Рис. 18.7. Реакция специфической агломерации лейкоцитов. Группа из трех лейкоцитов (x 900)

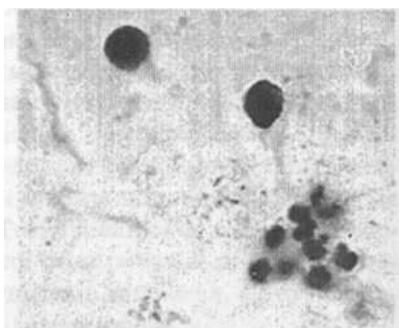


Рис. 18.8. Реакция торможения миграции лейкоцитов в полость рта. Группа нейтрофилов в порции промывных вод (x 900)

18.4. ПРИНЦИПЫ ЛЕЧЕНИЯ И ПРОФИЛАКТИКИ ЯВЛЕНИЙ НЕПЕРЕНОСИМОСТИ АКРИЛОВЫХ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ

Лечение больных рекомендуется проводить в зависимости от характера процесса и вызвавшей его причины. Прежде всего необходимо ликвидировать все очаги хронической инфекции в полости рта, затем устранить недостатки границ базиса протеза, выявить возможные ошибки, возникшие при его изготовлении, выверить окклюзионные взаимоотношения и др. Недоброкачественные протезы, вызывающие воспаление, травмы, а также протезы с пониженной высотой нижнего отдела лица нужно заменить.

Среди лиц, пользующихся несъемными и особенно съемными конструкциями зубных протезов, следует проводить профилактические мероприятия, включающие разъяснение правил гигиены полости рта, правил хранения, пользования и ухода за зубными протезами.

Для исключения термического, химико-токсического, аллергического и микробиологического факторов в этиологии непереносимости пластиночных протезов рекомендуют использовать съемные протезы с литыми металлическими базисами. Протезы с литыми металлическими базисами более индифферентны к слизистой оболочке, чем пластиночные протезы. По данным термометрии, температура слизистой оболочки до протезирования равняется 35 °С, через год пользования протезами с литыми металлическими базисами и пластмассовыми протезами она составляет соответственно 34,92 и 34,06 °С.

С целью повышения точности прилегания базиса и попытки упрощения способа изготовления протезов с металлическим базисом разработана методика получения базисов с помощью гальванопластики. Тем не менее этот способ, позволяющий изготавливать металлические зубные протезы практически любой сложности, не нашел широкого применения.

На физико-механические и химические свойства базисных пластмасс большое влияние оказывает их режим полимеризации и охлаждения. Наиболее оптимальным для полимеризации акрилатов является сухой способ. Разработанные режимы позволили существенно улучшить свойства широко применяемой пластмассы акрилового ряда и увеличить срок эксплуатации протезов. Возможно замедление выделения токсических веществ из материалов, применяемых для изготовления базисов съемных протезов,

при создании полимерного композита на базе полиметилметакрилата и мелкодисперсного гидроксилапатита — $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. При этом введение в структуру полимера микрочастиц гидроксилапатита может не только препятствовать диффузии примесных соединений в объеме и с поверхности композита, но и существенно уменьшать вероятность иммунных реакций и возникновения воспаления.

Лечение непереносимости к акриловым протезам может сводиться к исключению контакта слизистой оболочки протезного ложа с материалом протеза. В клинической практике в качестве материала покрытия пластмассового протеза используют золото, серебро, палладий и их сплавы, титан, нержавеющую сталь марки 1X18H9T, двуокись кремния. Сплавы металлов, содержащие серебро, в силу его олигодинамического и противовоспалительного действия применяют при хронических заболеваниях слизистых оболочек полости рта и органов желудочно-кишечного тракта. Наибольшее распространение получило химическое серебрение поверхности пластмассового протеза. Оно основано на реакции восстановления серебра из его соединений, после проведения которой серебро оседает на поверхности протеза в виде пленки толщиной 2–3 мк. Благодаря серебрению акрилового протеза исчезают жалобы больных на неприятные ощущения во рту, происходит эпителизация поражений слизистой оболочки протезного ложа. Однако серебро, как правило, исчезает с поверхности протеза через 2–3 недели, что требует проведения повторных металлизаций.

Покрытие базисов съемных протезов методом электронно-лучевого испарения индифферентными пленками из сплава нержавеющей стали марки 1X18H9T, хрома, серебряно-палладиевого сплава, двуокиси кремния у пациентов с токсико-аллергическими стоматитами показало, что они не только ухудшают вид протезов, но и значительно затрудняют пользование ими.

При явлениях непереносимости, обусловленных инфекцией *Candida albicans* и другими микроорганизмами, необходимо дезинфицировать протезы антисептиками, дезодорантами, проводить чистку механическими щетками, ирригаторами, пастами и специальными средствами, основными компонентами которых являются: алкин пероксиды, алкин гипохлориты, кислоты, дезинфектанты, ферменты.

Экспозиция съемного пластиночного протеза в течение 15 минут в растворе хлоргексидина равноценна минутному полосканию

рта раствором антисептика. При этом антибактериальная активность препарата в смешанной слюне сохраняется в течение 24 часов. Эффективно очищает поверхность съемных протезов и обработка их 1%-м гелем хлоргексидина. Хорошей антимикробной активностью обладает также 0,2%-й раствор Дезоксона-5. Однако все методы и средства дезинфекции протезов не обеспечивают полного и быстрого стерилизующего эффекта, к тому же они не экономичны, малодоступны, нередко представляют опасность для организма, оказывают вредное влияние на стоматологические материалы базиса протеза.

Для изготовления съемных протезов с антимикробным действием и с уменьшенным содержанием остаточного мономера используется специальный порошок Скларол, изготовленный на основе веществ, выделенных из листьев мускатного шалфея, лаванды и цветов роз. Добавление его в композицию акриловых пластмасс значительно снижает количество остаточного мономера. Экранирование протезов восками розы, лаванды, шалфея также уменьшает воспалительно-реактивные изменения.

При лечении непереносимости используют также стимуляторы, противогрибковые препараты, витамины и минеральные соли.

При реакциях слизистой оболочки, вызванных токсическим воздействием акрилатов, применяют препараты антиоксидантного действия — сальвин, спиртовые настойки мирта и чистотела.

При обнаружении заболеваний внутренних органов лечение непереносимости целесообразно проводить совместно с врачом соответствующего профиля. Так, протезирование больных, страдающих сахарным диабетом, во многом осложняется из-за резкого истончения слизистой оболочки десны и твердого неба в результате воспалительного дистрофического процесса и деструктивных изменений в костной ткани. Поэтому с профилактической целью после завершения протезирования пациентов съемными зубными протезами им необходимо длительное диспансерное наблюдение у стоматологов по вопросам ухода за полостью рта. Для обеспечения хороших результатов составляется план индивидуального лечения. Пациента следует научить соблюдать гигиену полости рта для предупреждения ухудшения обменных нарушений.

Для получения положительного эффекта от применяемых методов лечения необходимо много времени и усилий, а также больших материальных затрат как со стороны пациентов, так и стоматологических учреждений.

19

Дезинфекция основных и вспомогательных материалов на этапах изготовления съемных протезов

19.1. ПОНЯТИЕ ДЕЗИНФЕКЦИИ

Постоянный контакт врачей-стоматологов с кровью и слюной пациентов в процессе лечения создает риск возникновения инфекционных заболеваний, а также переноса микроорганизмов и вирусов из клинического кабинета в зуботехническую лабораторию. Врачу могут передаваться от пациента СПИД, гепатиты, герпес, грипп, мононуклеоз, туберкулез, стафилококковые, стрептококковые и другие инфекции. Микроорганизмы кариозных полостей, находящиеся в слюне, на слизистой оболочке полости рта, при разговоре, кашле, дыхании попадают в воздух, создавая фон внутрикабинетной инфекции. В результате исследований инфекционного фона на ортопедическом приеме выделена стафилококковая, стрептококковая и споровая анаэробная микрофлора.

Пластмассы не обладают заметным бактерицидным свойством, в связи с чем повышается опасность заболевания врачей, медперсонала и больных инфекционными заболеваниями. Следовательно, требуется серьезный подход к проведению дезинфекционно-стерилизационных мероприятий.

Дезинфекция — процесс, снижающий количество патогенных микроорганизмов (но не обязательно спор бактерий) с неживых объектов или кожного покрова до уровня, не представляющего опасность для здоровья. Существуют химический и физический методы дезинфекции.

19.2. ХИМИЧЕСКИЕ ДЕЗИНФИЦИРУЮЩИЕ СРЕДСТВА

При использовании химических средств применяется метод полного погружения объекта в раствор. Эффективность химической

дезинфекции зависит от длительности погружения в дезинфицирующий раствор, ее активность значительно снижается при наличии органических включений. Недостатками химической дезинфекции являются ее длительность, отсутствие универсального дезинфектанта для различных групп слепочных масс. Кроме того, многие дезинфицирующие вещества вызывают у медицинского персонала аллергическую реакцию — головную боль, слезотечение, аллергический насморк, раздражение дыхательных путей и кожи и т. п. Современные дезинфицирующие средства должны обладать широким спектром антимикробной активности. Такие средства также не должны оказывать негативного воздействия на обеззараживаемые изделия, в частности вызывать коррозию инструментов из металлов, отрицательно влиять на физико-механические свойства основных и вспомогательных стоматологических материалов и др. При этом недопустимо нарушение объема и структуры поверхности оттисковых масс.

Среди различных групп химических соединений наиболее щадящими материалами, из которых изготовлены медицинские изделия, являются альдегиды (глутаровый альдегид, янтарный альдегид). Многие из них обладают свойством фиксировать загрязнения органической природы (кровь, слизь и др.) в каналах и на поверхности изделий, что обуславливает необходимость предварительного (до дезинфекции) отмывания от загрязнения. В меньшей степени фиксирующие свойства выражены у средств, содержащих в своей рецептуре наряду с глутаровым альдегидом моющие добавки или моюще-дезинфицирующие компоненты, позволяющие снизить содержание глутарового альдегида.

МД-520 — готовый к употреблению раствор без формальдегида для дезинфекции и очистки оттисков, протезных заготовок, коррозионно-стойких артикуляторов, готовых конструкций протезов и т. д. Он применим, например, для альгинатных и силиконовых оттисковых масс, резины из простого полиэфира, гидроколлоидов, полисульфидов. Оттиски после извлечения из полости рта предварительно ополаскивают проточной водой с соблюдением мер индивидуальной защиты, затем помещают в емкость с неразбавленным раствором средства МД-520 на 10 минут так, чтобы жидкость полностью покрывала оттиски. Емкость закрывают герметично крышкой. После дезинфекции оттиски промывают проточной водой в течение 30 секунд и передают в зуботехническую лабораторию. Раствор МД-520 используют многократно, но не более чем для 50 оттисков в неделю.

Средства на основе перекиси водорода обладают широким спектром антимикробной активности, они экологически наиболее безопасны. Различные конструкции протезов для дезинфекции погружают в емкость с 3%-м раствором перекиси водорода на 80 минут. Емкость закрывают герметично крышкой. По окончании экспозиции протезы извлекают из дезинфицирующего раствора, помещают в почкообразный лоток и закрывают сверху вторым лотком. Обеззараженный протез ополаскивают водой перед введением его в полость рта.

По отношению к материалам, из которых изготовлены медицинские изделия, менее агрессивны дезинфицирующие средства, не содержащие активного кислорода, на основе спиртов и поверхностно-активных веществ, рекомендованные для дезинфекции изделий из различных материалов, в том числе термолабильных. Дезинфицирующие средства на основе спиртов (этилового, пропилового, изопропилового) с антимикробными поверхностно-активными веществами, входящими в состав их рецептур, менее коррозионно-активны, однако спектр их антимикробного действия несколько сужен: они не обладают спороцидной активностью, не все из них способны обеззараживать медицинские изделия, контаминированные микобактериями туберкулеза.

Традиционно применяемые в России хлорсодержащие средства (хлорамин, хлорная известь, трихлороль, хлорина, диохлор) менее перспективны для дезинфекции медицинских изделий, в частности изделий из металлов, так как они в большей или меньшей степени вызывают их коррозию. В России разрешены к применению дезинфицирующие препараты на основе активного хлора — анолиты.

19.3. ЭЛЕКТРОХИМИЧЕСКИЕ ДЕЗИНФИЦИРУЮЩИЕ СРЕДСТВА

Анолиты, получаемые электрохимическим методом активации воды на установках различного типа (ЭХА-30, СТЭЛ, Кронт-УМЭМ-ЭКО и др.), вызывают гибель всех основных видов микроорганизмов, патогенных и условно-патогенных, включая споры, однако вызывают коррозию инструментов из металлов (кроме сплавов титана). Нейтральные анолиты обладают не только дезинфицирующими, но и моющими свойствами, что позволяет рекомендовать их для предстерилизационной очистки медицинских изделий.

Электрохимическая активация позволяет без применения химических веществ изменять в широких пределах кислотно-основные, окислительно-восстановительные и каталитические свойства воды. Для электрохимической активации воды используются диафрагменные электролизеры. Если через воду пропускать электрический ток, то поступление электронов в воду у катода, так же как и удаление электронов из воды у анода, сопровождается серией электрохимических реакций на поверхности анода и катода, в результате чего образуются новые вещества и изменяется вся система межмолекулярных взаимодействий, в том числе и структура воды как раствора. Получают такую воду с помощью диафрагменного проточного электрохимического реактора, имеющего в своем составе специальную мембрану (диафрагму), разделяющую воду, находящуюся у катода, и воду, находящуюся у анода. Состав электродов (анода и катода) таков, что они могут обмениваться только электронами.

При анодной электрохимической обработке кислотность воды увеличивается, окислительно-восстановительный потенциал (ОВП) возрастает, несколько уменьшается поверхностное натяжение, увеличивается электропроводность, возрастает количество растворенного кислорода, хлора, уменьшается концентрация водорода, азота, изменяется структура воды.

Электрохимически активированные растворы, по данным авторов метода, могут быть нескольких видов:

- А — анолиткислотный ($pH < 5$, ОВП +800-1200).
- АН — анолитнейтральный ($pH 6$, ОВП +600-900).
- АНК — анолитнейтральный ($pH 7,7$, ОВП +250-800).
- АНД — анолитнейтральный ($pH 7,3$, ОВП +700-1100).
- К — католитщелочной ($pH > 9$, ОВП -700-820).
- КН — католитнейтральный ($pH > 9$, ОВП -300-500).

Анолиты типа АНК и АНД являются экологически чистыми, безопасными для человека и животных, стерилизующими и дезинфицирующими растворами, которые уничтожают бактерии, вирусы и патогенные грибы. Для стерилизации и дезинфекции применяются анолиты, полученные с использованием, кроме питьевой воды, растворов натрия хлорида в небольших количествах. Такие анолиты представляют собой бесцветную прозрачную жидкость с запахом хлора, содержащую высокоактивные кислородные соединения хлора, свободные радикалы хлора, кислорода и др. Растворы могут содержать активный хлор в пределах 0,03, 0,05 и 0,06 %

и величиной pH от 6,8 до 7,2. Оттиски погружают в 0,015%-й раствор нейтрального анолита ($pH = 6$, ОВП — +600-900) на 10 минут, а восковые конструкции протезов и готовые протезы — на 15 минут. Протезы промывают под проточной водой непосредственно перед фиксацией в полости рта. Срок годности анолита не менее 5 суток и более при условии хранения его в закрытой стеклянной, пластмассовой или эмалированной (без повреждения эмали) емкости при комнатной температуре в местах, защищенных от прямых солнечных лучей. Он обладает моющими и антимикробными свойствами (бактерицидной, включая палочку туберкулеза, вирулицидной, фунгицидной, спороцидной активностью).

19.4. ФИЗИЧЕСКИЕ ДЕЗИНФИЦИРУЮЩИЕ СРЕДСТВА

Известные физические методы дезинфекции и стерилизации оттисков не получили широкого применения, в основном из-за уязвимости оттискных материалов к воздействию таких факторов, как высокая и низкая температура, высушивание, облучение и др.

Для этих целей используют ультразвуковую установку «Серьга» М3002. Оттиски предварительно промывают проточной водой, а затем помещают в ванну установки с подогретым до 37 °С моющим раствором (3%-я перекись водорода — 200 мл; проточная вода — 795 мл; порошок Лотос — 5 г). Время экспозиции — 60 секунд. Температура раствора соответствует температуре полости рта человека, что предотвращает усадку оттисков, которая может иметь место в связи с разницей температуры полости рта и температуры в клиническом кабинете.

Очистку протезов и аппаратов, принимаемых в починку, проводят с использованием ультразвуковой установки «Серьга» М3002. Состав моющего раствора тот же, что и при дезинфекции оттисков. Длительность — 60 секунд.

Для дезинфекции оттисков и зубных протезов (готовых, принимаемых от больного в починку и на технологических этапах) используют:

- прибор «Хигоджет» — закрытая система в виде дезинфицирующего шлюза. В нем проводят очистку оттиска струей воды, затем его орошают дезинфицирующим спреем МД-520. После 10 минут воздействия раствор смывают струей воды. Затем оттиск высушивают с помощью воздуха. В течение 12 минут дезинфицируют одновременно 6 оттисков. Преимущество этого прибора — экономичное расходование дезин-

фицирующего средства. Прибор «Хигоджет» обеспечивает надежную дезинфекцию и очистку оттисков с сохранением размеров и предотвращает деформацию, пригоден для дезинфекции протезов. Его можно использовать и для дезинфекции протезных конструкций из любых материалов (металл, пластмасса, фарфор, металлокерамика, металлоакрил и т. д.). В устройстве «Хигоджет» все этапы сочетаются друг с другом, обеспечивая надежную очистку, дезинфекцию и упаковку (оттиска, протеза) в пластмассовый пакет с надписью «продезинфицировано»;

- «Небуцид» — универсальный прибор для дезинфекции рук, инструментов, наконечников, зубных протезов;
- ультразвуковой аппарат применяется для очистки инструментов, съемных протезов, принимаемых в починку (бывших в употреблении съемных протезов), с использованием антисептических средств для мытья рук — НД 410, НД 430, НД 435, НД 440. Затем изделия погружают в дезинфицирующий раствор (МД-520 фирмы ДЮРР) на 10 минут, промывают в проточной воде и запаивают в пластмассовый пакет с надписью «продезинфицировано».

Способ динамической плазменной обработки для обеззараживания застывших слепочных масс лишен многих недостатков существующих методов дезинфекции и стерилизации. Он обладает широким спектром одновременного воздействия различных физических и химических факторов (видимое ультрафиолетовое излучение плазмы, большие потоки тепла и плазмохимически активированных частиц к обрабатываемой поверхности, резкое термодинамическое и т. п.), что обуславливает протекание с большой скоростью различных физико-химических процессов на поверхности и в объеме обрабатываемого тела. Суммарное время обработки плазмой, как правило, мало и для одного из вариантов реакций динамической плазменной обработки составляет секунды и даже микросекунды.

Результат достигается тем, что поверхность оттиска, пропускаемого через зону действия потока азотной и/или аргонной плазмы не менее одного раза со скоростью от 0,6 до 10 м/с, подвергается его воздействию.

На опытной установке динамической плазменной обработки для стерилизации «Плазмодин-300» были подобраны режимы, при которых, импульсивно (10^{-3} с) воздействуя на поверхность

плазменным потоком, проводили стерилизацию и дезинфекцию застывших слепочных масс:

1-й режим: $V = 2,0$ м/с; $n = 1$; $E = 60$ кВт,

2-й режим: $V = 2,5$ м/с; $n = 8$; $E = 60$ кВт,

где V — скорость прохождения обрабатываемого тела через плазменные струи; n — число проходов; E — мощность разряда.

Основными субъектами и одновременно объектами инфицирования в клинике ортопедической стоматологии являются, с одной стороны, пациенты, с другой — медицинский персонал (врач, медсестра, зубной техник), поэтому возможна передача инфекции от одного больного другому. Обеззараживание поверхности оттисков, протезов и конструкционных материалов в процессе протезирования, уменьшающее риск переноса инфекции, должно войти в повседневную практику. В настоящее время все существующие методы и средства дезинфекции не отвечают предъявляемым требованиям. Физические методы дезинфекции могут негативно влиять на свойства стоматологических материалов. Некоторые средства химической дезинфекции, не вызывая изменений на протезах, ведут к деструктивным изменениям оттисковых материалов. Ряд дезинфицирующих средств иностранного производства характеризуется необходимостью большого расхода средства и/или его дороговизной. В этой связи можно сделать вывод об отсутствии недорогого средства или метода дезинфекции, с помощью которого можно обрабатывать поверхности оттисков из любых масс, протезов из любых материалов и остальных вспомогательных материалов, используемых на этапах протезирования, без появления деструктивных изменений. Дезинфицирующим средством, максимально отвечающим предъявляемым требованиям врачей-ортопедов, можно считать анолит. С помощью электрохимической активации воды есть возможность получать растворы с необходимыми характеристиками непосредственно в клинике и в нужных объемах.

Только неукоснительное выполнение мер по дезинфекции оттисков и постоянная противоэпидемическая настороженность являются гарантией предупреждения заражения персонала и больных.

20

Ортопедическое лечение при полном отсутствии зубов с использованием дентальных имплантатов

За последние десятилетия XX века получил развитие новый метод ортопедического лечения при полном отсутствии зубов с использованием дентальных имплантатов. Сущность метода заключается в хирургическом введении, преимущественно в костную ткань беззубой челюсти, искусственных опор зубных протезов — имплантатов. Надежная тканевая интеграция имплантатов делает возможным изготовление несъемного протеза при полном отсутствии зубов или позволяет значительно улучшить фиксацию полного съемного протеза (рис. 20.1).

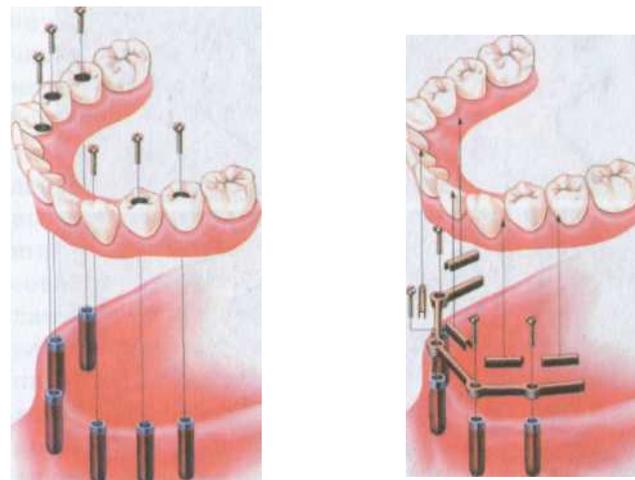


Рис. 20.1. Схема несъемного (а) и съемного (б) протезов на имплантатах при полном отсутствии зубов на верхней челюсти (Hubertus Spiekermann, 1995)

Костная ткань реагирует на внедрение инородного имплантата в зависимости от степени биосовместимости материала, из которого он изготовлен, а также методики оперативного вмешательства и протезирования. Известны следующие виды тканевой реакции на дентальные имплантаты (рис. 20.2):

- остеointеграция — прямая аппозиция высокодифференцированной костной субстанции к поверхности имплантата;
- фиброссальная интеграция — интерпозиция остеогенной периимплантатной связки между высокодифференцированной костной субстанцией и поверхностью имплантата;
- отсутствие интеграции — наличие широкого слоя неостеогенной малодифференцированной коллагеновой ткани вокруг имплантата (как правило, функционально непригодного в связи с недостаточной фиксацией в челюсти).

В настоящее время в имплантологии при описании процесса интеграции имплантатов часто используются термины «контактный остеогенез» и «дистантный остеогенез», в основном соответствующие понятиям остеointеграции и фиброссальной интеграции.

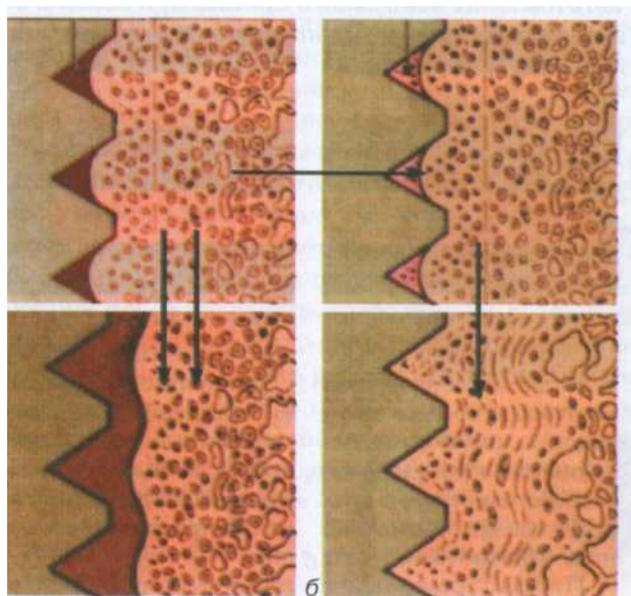


Рис. 20.2. Схема остеointеграции и имплантата:

а — остеointеграция; б — фиброссальная интеграция

Остеointеграция как основное условие долгосрочного функционирования имплантатов возникает при их изготовлении из биоинертных материалов (сплавы титана, циркония, золота, алюмоксидная керамика, стеклоуглерод, никелида титана) или при покрытии имплантатов биоактивными материалами (гидроксиапатит, кальцийфосфат и др.). Биотолерантные материалы (сталь, пластмасса) не обеспечивают остеointеграции имплантатов и в дентальной имплантологии в настоящее время не применяются.

подавляющее большинство дентальных имплантатов изготавливаются из сплавов титана в связи с его коррозионной стойкостью, биоинертностью и достаточной технологичностью — сплавы ВТ 1-00, ВТ 1-0, ВТ 5, ВТ 6 (соответствующие зарубежные аналоги Grade 1; 2; 4; 5).

При полном отсутствии зубов возможно применение нескольких вариантов имплантации:

- *внутрикостная (эндоссальная) имплантация.* Фиксация имплантата осуществляется за счет интеграции в костную ткань корневой части имплантата. Внутрикостная имплантация — наиболее распространенный и эффективный вид имплантации. Внутрикостный имплантат состоит из внутрикостной (корневой) части, шейки (трангингивальная часть, к которой прилежит слизистая оболочка десны) и внутриротовой части (супрагингивальная внутриротовая часть, опорная головка, выступающая в полость рта, абатмент). Внутрикостные имплантаты чаще всего имеют разборную конструкцию, т. е. винтовое соединение внутри- и внекостной частей (рис. 20.3). Современные имплантаты содержат антиротационное устройство для предупреждения выкручивания головки имплантата (внутренний или внешний шестигранник или восьмигранник, конусовидное соединение по типу притертой пробки). Некоторые имплантаты снабжены амортизатором из полимера для более равномерного распределения функциональных напряжений в костной ткани и обеспечения микроподвижности головки имплантата наподобие естественного зуба.
- *поднадкостничная (субпериостальная) имплантация.* Поднадкостничные имплантаты представляют собой металлический каркас с выступающими в полость рта опорами, изготовленный по слепку с костной тканью челюсти и помещенный под надкостницу. Субпериостальная имплантация как прави-

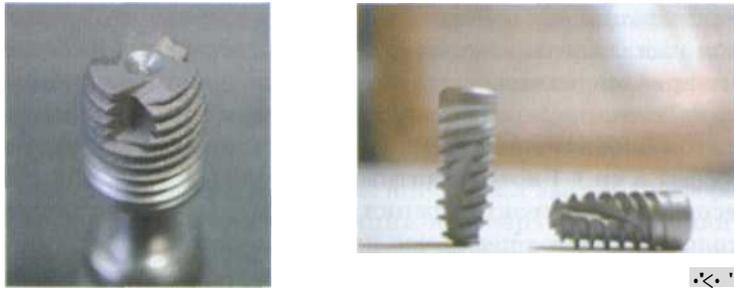


Рис. 20.3. Примеры винтовых внутрикостных имплантатов (Alpha-Bio)

ло применяется при невозможности провести внутрикостную имплантацию из-за недостаточной высоты альвеолярной части челюсти;

внутрислизистая (интрамукозная) имплантация. Внутрислизистые имплантаты — грибовидные выступы из металла или пластмассы на внутренней части базиса полного съемного протеза, которые входят при его наложении в соответствующие углубления в слизистой оболочке протезного ложа. Эти углубления формируются хирургическим путем (рис. 20.4);

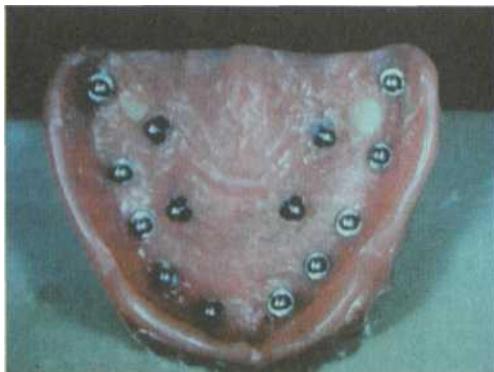


Рис. 20.4. Полный съемный протез на верхнюю челюсть с внутрислизистыми имплантатами

- *субслизистая (субмукозная) имплантация.* Предполагает введение под слизистую оболочку в области переходной складки полости рта имплантата из ферромагнитного сплава

и соответствующего расположения в базисе съемного протеза магнита из самарий-кобальта;

- *чрескостная (трансмандибулярная) имплантация.* Чрескостные имплантаты применяются при резкой атрофии нижней челюсти; их внутрикостные части в виде винтов или штифтов проходят через толщу челюсти в межментальном отделе и закрепляются на базальном крае челюсти с помощью объединяющей пластины (рис. 20.5).

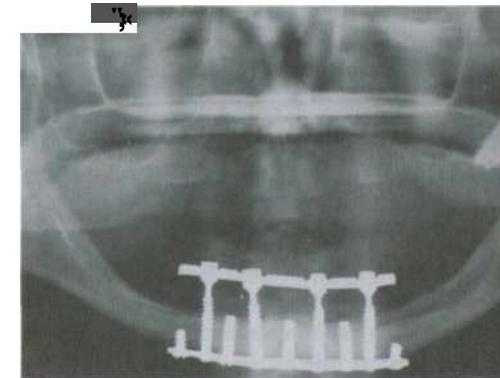


Рис. 20.5. Рентгенограмма трансмандибулярного имплантата на нижней челюсти (С. А. Babbush, 2001)

Из всех перечисленных вариантов наиболее эффективны в отдаленные сроки после имплантации внутрикостные имплантаты винтовой или цилиндрической формы, хотя применяются трубчатые, ступенеобразные, дисковые, пластинчатые и другие имплантаты (рис. 20.6).

По данным биомеханических исследований, выносливость к функциональным нагрузкам остеоинтегрированных имплантатов сопоставима с таковой естественных зубов: в экспериментах на животных связь костной ткани нижней челюсти с имплантатом сохраняется при величине нагрузки свыше 1000 N, на верхней челюсти этот показатель несколько ниже.

Взаимодействие имплантата с окружающей слизистой оболочкой десны напоминает зубодесневое соединение: коллагеновые волокна десневой манжетки плотно прилегают к шейке имплантата, часть из них ориентирована перпендикулярно к имплантату (рис. 20.7). Имплантаты производятся с различной высотой



Рис. 20.6. Примеры видов внутрикостных дентальных имплантатов (Hubertus Spiekermann, 1995)

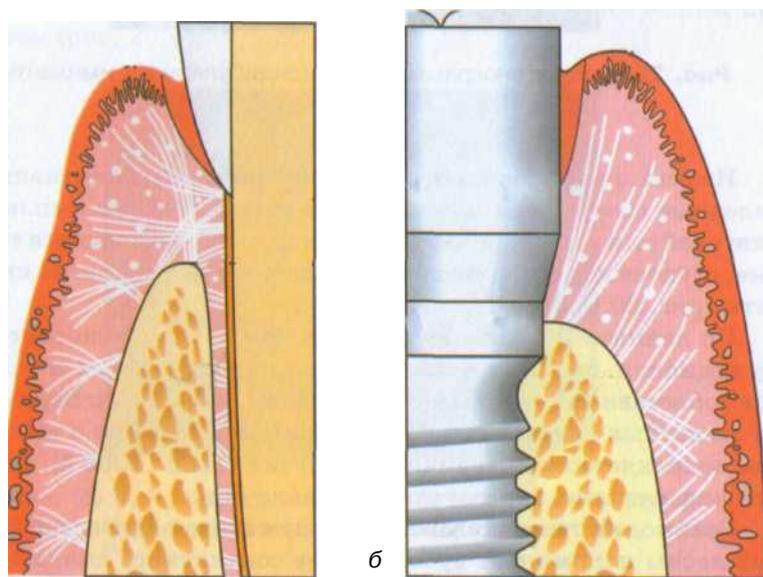


Рис. 20.7. Схема взаимоотношений десны с зубом (а) и внутрикостным имплантатом (б)

(обычно от 8 до 17 мм) и диаметром внутрикостной части (от 2,9 до 5,5 мм) и расфасовываются в индивидуальную упаковку после стерилизации.

Важным условием надежной остеоинтеграции является текстурированная, или микропористая, поверхность внутрикостной части имплантата, способствующая адгезии тканевых элементов в процессе остеоинтеграции и увеличению площади контакта имплантата с костной тканью, что снижает в ней уровень функциональных напряжений при нагрузке. При создании шероховатой, или микропористой, поверхности имплантатов применяются следующие технологии: пескоструйная обработка в сочетании с травлением кислотами, плазменное напыление, обработка мощными ионными пучками (МИП), спекание микросфер, создание сквозной пористости во внутрикостной части имплантата.

Абсолютными противопоказаниями к дентальной имплантации являются: туберкулез, ревматизм и системные заболевания соединительной ткани, сахарный диабет I типа, стоматиты, заболевания крови, заболевания костной системы с нарушением процессов регенерации, заболевания центральной нервной системы, психические заболевания, злокачественные новообразования, иммунодефицитные состояния, наличие искусственного сердечного клапана. Перечисленные состояния организма нарушают процесс интеграции имплантатов или способствуют их дезинтеграции либо значительно повышают риск оперативного вмешательства.

К относительным противопоказаниям имплантации относятся состояния, при которых можно добиться излечения или стойкой ремиссии с помощью предварительного целенаправленного лечения: алкогольная или наркотическая зависимость, табакокурение, недостаточное соблюдение гигиены полости рта, ограничение двигательной активности, заболевания височно-нижнечелюстных суставов и щитовидной железы, состояние после облучения, инфаркта, инсульта, аллергические состояния.

При наличии зубов на противоположной челюсти необходимо по показаниям провести комплексное лечение пародонтита, деформаций зубного ряда, поскольку эти состояния противопоказаны для имплантации.

Обследование пациента при проведении дентальной имплантации включает кроме изучения стоматологического статуса анкетирование с целью выявления общих противопоказаний; консультации и, при необходимости, обследование у других специалистов; анализы крови и мочи. Рентгенологическое обследование начина-

ется с ортопантограммы челюстей для изучения архитектоники костной ткани и измерения расстояния от вершины альвеолярного гребня до базального края нижней челюсти, нижнечелюстного канала, верхнечелюстного синуса, грушевидного отверстия. При указанных измерениях для нивелирования искажений при рентгенологическом обследовании применяются пластмассовые шаблоны с металлическими шариками известного диаметра (5 мм) (рис. 20.8). Ширина челюсти вместе с полагаемой имплантацией определяется с помощью компьютерной томографии (рис. 20.9).

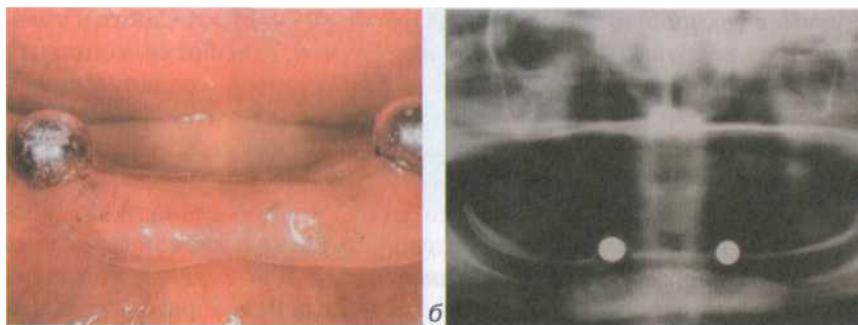


Рис. 20.8. Применение пластмассового шаблона с металлическими шариками-маркерами при обследовании перед имплантацией:

а — вид в полости рта; б — рентгенограмма нижней челюсти

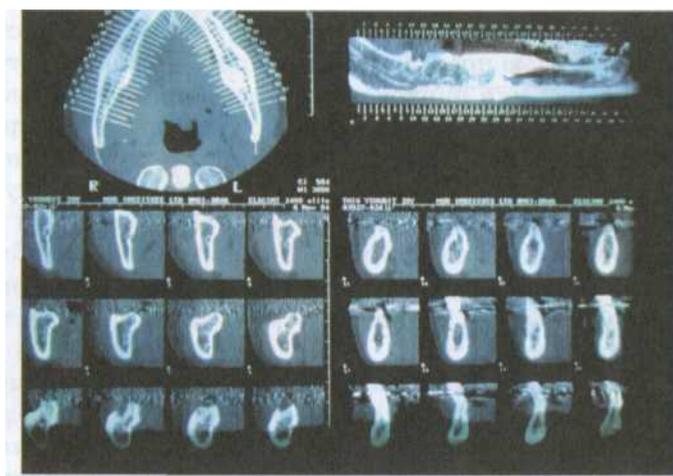


Рис. 20.9. Компьютерная томограмма беззубой нижней челюсти

Метод дентальной имплантации относится к комплексным методам лечения; в связи с этим этапы обследования пациента, планирования лечения и диспансерного наблюдения проводятся совместно стоматологами — хирургом, ортопедом, пародонтологом.

Операция имплантации как правило выполняется в амбулаторных условиях с использованием местного или общего обезболивания. При большом объеме оперативного вмешательства предоперационная подготовка больного включает премедикацию с использованием седативных средств, антимикробных препаратов (антибиотиков) и глюкокортикоидов для профилактики воспаления; в послеоперационном периоде добавляются анальгетики, антигистаминные препараты и местные антисептики. На хирургическом этапе после отслаивания слизисто-надкостничного лоскута размещают запланированное количество имплантатов в выбранных отделах альвеолярной части челюсти так, чтобы обеспечить надежную первичную стабильность имплантата в костной ткани, которая должна полностью окружать имплантат слоем не менее 1-2 мм.

Хирургическое вмешательство при формировании ложа внутрикостного имплантата не должно привести к перегреву и излишнему травмированию кости, в связи с чем используются низкоскоростные (от 2000 до 40 000 об./мин) бормашины — физиодиспенсеры с индикаторами скорости вращения инструмента и перистальтическим насосом для охлаждения операционного поля. В стоматологических наконечниках для имплантации предусмотрены понижающие редукторы 10:1, 16:1, 32:1, 256:1. Наборы инструментов для имплантации содержат ряд последовательно применяющихся боров и фрез с внутренним охлаждением, соответствующих конкретному типу имплантата (рис. 20.10).

Внутрикостную имплантацию можно выполнять одновременно с удалением зубов непосредственно в лунку удаленного зуба, а также в ранние сроки после удаления зубов, однако при полном отсутствии зубов чаще всего имплантацию проводят в полностью перестроившуюся после удаления зубов костную ткань. При этом наиболее распространенной является двухэтапная методика имплантации разборных имплантатов, при которой внутрикостная часть имплантата закрывается специальным винтом — заглушкой, слизистая оболочка над имплантатом ушивается, а протезирование начинается после периода остеоинтеграции внутрикостной части имплантата (2-3 месяца — на нижней челюсти, 5-6 месяцев — на верхней челюсти). В последнее время получает распространение



Рис. 20.10. Набор фрез с внутренним охлаждением для формирования ложа внутрикостного имплантата

ние клиническая тактика ранней и непосредственной протезной нагрузки на имплантаты (которые в этом случае могут быть неразборные) при наличии неосложненных анатомо-клинических условий имплантации и протезирования. Протезные конструкции, изготовленные непосредственно после имплантации или после снятия швов, могут быть временными или даже окончательными.

Недостаточный объем костной ткани челюсти в месте предполагаемой имплантации можно увеличить за счет костнопластических операций, транспозиции сосудисто-нервного пучка нижней челюсти, «синус-лифтинга» на верхней челюсти (рис. 20.11). При



Рис. 20.11. Расположение внутрикостных имплантатов при проведении «синус-лифтинга»

этом в зависимости от первоначального объема костной ткани (не менее 5 мм) возможно одновременное введение имплантатов при условии их первичной устойчивости; в противном случае имплантация возможна только через 3–6 месяцев периода костной перестройки. В качестве остеопластических материалов для увеличения объема костной ткани применяются: костные опилки, которые забирают при формировании ложа имплантата с помощью специальных фильтров; аутокостные трансплантаты из подбородочной области, ретромолярной зоны, бугра верхней челюсти, костей черепа и других костей; лиофилизированные костные ткани, коллагеновые препараты, гидроксиапатит, кальцийфосфат и другие остеокондуктивные и остеоиндуктивные материалы и препараты.

Известны другие варианты имплантации при недостаточном объеме костной ткани. Начато применение в клинике дентальной имплантации дистракционных аппаратов для дистракционного остеогенеза после целенаправленной остеотомии части челюсти. В ряде случаев имплантаты располагают в области нёба, ветви нижней челюсти. На верхней челюсти распространено субантральное расположение имплантатов с введением костнопластических материалов в область апикальной части имплантата. Используется расщепление гребня альвеолярного отростка по принципу «зеленой веточки» с применением специальных остеотомов.

Оптимальным является бикортикальное и межкортикальное расположение внутрикостных имплантатов для создания плотного контакта имплантата с кортикальной костной тканью, способствующей остеограции имплантата и распределению функциональных напряжений в челюстных костях (рис. 20.12).

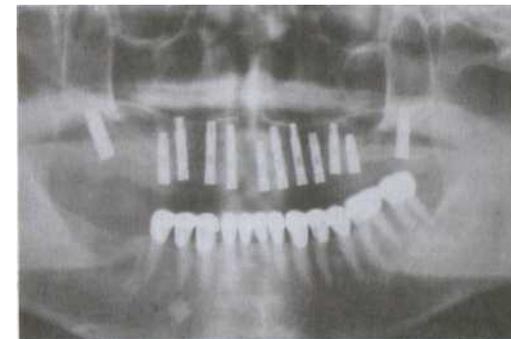


Рис. 20.12. Бикортикальное расположение имплантатов на верхней челюсти

Во многих случаях метод дентальной имплантации сочетается с такими видами предпротезной подготовки полости рта, как углубление преддверия полости рта, пластика уздечек губ, иссечение избыточной слизистой оболочки протезного ложа.

В зависимости от клинических условий и количества введенных имплантатов существует несколько вариантов протезирования при полном отсутствии зубов:

- металлокерамический (металлопластмассовый) несъемный протез, фиксирующийся на имплантатах посредством винтов или цементирования (рис. 20.13);



Рис. 20.13. Металлокерамический протез с винтовой фиксацией к имплантатам при полном отсутствии зубов на верхней челюсти:

а — в полости рта; б — на модели

- несъемный протез с винтовой фиксацией металлического каркаса к имплантатам с постановкой искусственных зубов на пластмассовом базисе (рис. 20.14);
- полный съемный протез с опорой на слизистую оболочку протезного ложа и имплантаты с телескопической, балочной или замковой фиксацией к имплантатам (рис. 20.15).

На основании клинического и экспериментального изучения биомеханики внутрикостных имплантатов сделан вывод о целесообразности размещения в целях несъемного протезирования наибольшего количества имплантатов на протяжении дефекта зубного ряда. На практике вопрос об изготовлении несъемного протеза при полном отсутствии зубов рассматривается при наличии

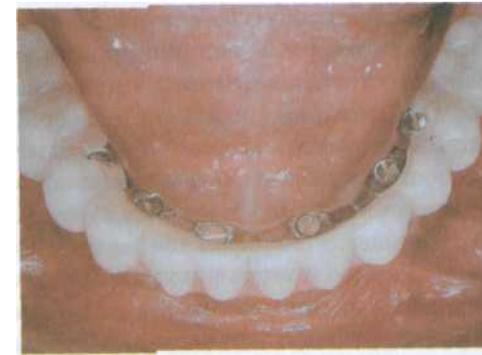


Рис. 20.14. Несъемный протез с винтовой фиксацией металлокерамического каркаса с искусственными стандартными зубами к имплантатам



Рис. 20.15. Полный съемный протез на нижнюю челюсть с замковой фиксацией к внутрикостным имплантатам с использованием шаровидных аттачменов:

а — в полости рта; б — полный съемный протез

6 имплантатов (в редких случаях 5), которые в таком случае размещаются во фронтальном отделе верхней или нижней челюсти, а так называемый «протез с вытяжением» (консолями) заканчивается в области первых моляров.

Вместо традиционных металлокерамического или металлопластмассового протезов на имплантатах можно изготовить протез с постановкой искусственных пластмассовых зубов, который в ряде случаев предпочтительнее из-за облегченности конструкции. Металлокерамический каркас в виде фигурной балки опирается на имплантаты и крепится к ним винтами, а искусственный зубной ряд создается из стандартных пластмассовых зубов.

В последнее время предложен безметалловый вариант описанной конструкции, при котором опорный каркас пластмассового протеза изготавливается из стекловолокна, что повышает эстетику протезирования. При необходимости винтовой фиксации такого протеза требуется изготовление металлических колпачков на имплантаты с внутренней резьбой, к которым крепится стекловолоконный каркас с помощью адгезивной техники (рис. 20.16).

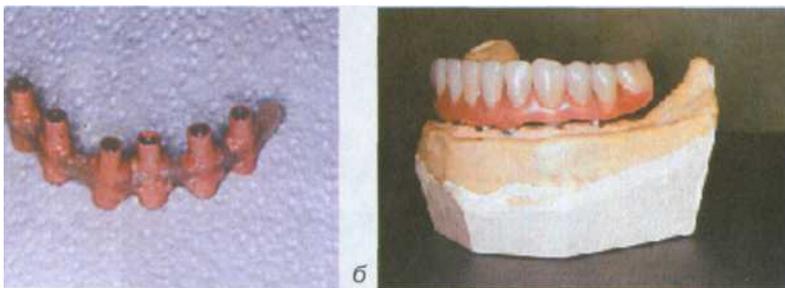


Рис. 20.16. Несъемный протез с винтовой фиксацией к имплантатам с использованием каркаса из стекловолокна:

а—металлические колпачки с винтовой резьбой, объединенные каркасом из стекловолокна; *б*—вид протеза на модели

Несъемные протезы крепятся к имплантатам как с помощью цемента, так и винтов, которые закручиваются при дозированном усилии с последующей изоляцией от полости рта светокомпозитами. Преимущества винтовой фиксации заключаются в возможности использования невысоких, а также наклоненных опорных головок при непараллельности имплантатов. Кроме того, реализуется возможность разборности протезной конструкции на имплан-

татах, что необходимо для проведения профессиональной гигиены и лечебных мероприятий.

Наличие 2-4 имплантатов позволяет изготовить съемный протез, опирающийся на слизистую оболочку протезного ложа и на имплантаты посредством балочной, замковой или телескопической фиксации. При этом появляется возможность укорочения границ протеза и освобождения нёба от пластмассового базиса. Оптимальным решением проблемы фиксации полного съемного протеза с использованием имплантатов следует считать применение замковых креплений различной конструкции, размещенных на балке, объединяющей имплантаты (рис. 20.17).



Рис. 20.17. Съемный протез на верхнюю челюсть с замковой фиксацией к имплантатам с помощью балки и шаровидных аттачменов

В период остеоинтеграции имплантатов, если реализуется двухэтапная методика имплантации, больной пользуется временным полным съемным протезом, который не должен оказывать давления на слизистую оболочку непосредственно над имплантатами. Возможно другое решение задачи временного протезирования: между постоянными имплантатами вводятся одноэтапные тонкие (диаметр 1,8-2,8 мм) имплантаты для временного использования, на которые фиксируется временный несъемный пластмассовый протез. Предложена также внутриротавая сварка имплантатов с титановой проволокой, на которой удерживается временный несъемный пластмассовый протез.

Если используются двухэтапные имплантаты, перед протезированием необходим период формирования десневой манжеты, для чего на 7-10 дней в имплантаты вкручиваются специальные формирователи десны (заживляющие головки), совпадающие по

диаметру с опорной платформой имплантата и имеющие несколько вариантов по высоте в соответствии с толщиной слизистой оболочки.

Клинико-лабораторные этапы протезирования на имплантатах имеют свои особенности, связанные с необходимостью особой точности взаимоотношений протеза с имплантатами и антагонистами для профилактики перегрузки имплантатов и воспаления в периимплантатных тканях.

Оттиски с челюстей и имплантатов получают с помощью специальных переводчиков (трансферов), а рабочую модель отливают из супергипса, используя лабораторные аналоги внутрикостной части имплантата (рис. 20.18). Желательно также использование в лаборатории аналогов опорных головок и винтов имплантатов. Конструирование протезов на имплантатах необходимо производить в индивидуально настроенных артикуляторах и зачастую с



Рис. 20.18. Последовательность использования вспомогательных протезных деталей при конструировании металлического каркаса с винтовой фиксацией к имплантатам

предварительной примеркой в полости рта восковой конструкции протеза со сформированным зубным рядом из пластмассы. Конструкция будущего протеза определяет выбор типа внутриротовой опорной части имплантата (опорной головки, абатмента). Используют фабричные внутриротовые части имплантата, а также индивидуально изготовленные опорные головки из беззольных пластиковых заготовок (рис. 20.19). В большинстве систем дентальных имплантатов имеются различные опорные головки: для цемнти-

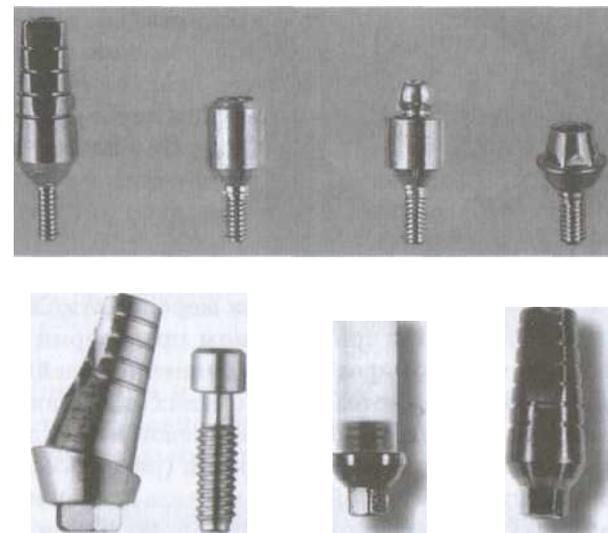


Рис. 20.19. Виды внутриротовых головок (абатментов) имплантатов:
а — закручиваемые; б — фиксируемые винтом

рования протезов, с наклоном при непараллельности и нетипичном расположении имплантатов, для винтовой фиксации протеза, с уступом для искусственной коронки. Опорные головки могут быть разными по высоте; их выбор зависит от межальвеолярного расстояния и толщины слизистой оболочки вокруг имплантата. Пластиковые заготовки для индивидуальных опорных головок позволяют путем фрезерования или дополнительного моделирования воском изготавливать внутриротовые опоры для протеза с любым наклоном и размером как с фиксирующим винтом, так и для цементирования протеза (рис. 20.20). Иногда допускается фрезерование фабричных



Рис. 20.20. Целлопластиковые головки для моделирования и отливки из металла индивидуальных абатментов

металлических опорных головок. Фиксирующие винты можно разместить при необходимости с нёбной или язычной поверхности протеза. Для такого расположения винтов предусмотрены специальные беззольные детали, используемые при литье каркаса протеза. Ввиду преимущества титана его используют в качестве материала для имплантата. Для исключения электрохимической коррозии металлические каркасы протезов желательно отливать из титана или благородных сплавов.

Все конструкции протезов должны обеспечивать достаточный доступ для проведения гигиенических мероприятий в области имплантатов, в связи с чем при глубоком преддверии полости рта допустимы конструкции протезов с удлиненной шейкой абатментов (так называемые «протезы на ходулях»), однако во многих случаях необходимо моделирование десневой маски для обеспечения необходимого эстетического эффекта (рис. 20.21). Важно качество полировки придесневой части протеза и шеек имплантатов. Для создания промывных пространств и доступа для гигиены имплантатов рекомендуется грушевидное моделирование искусственных зубов в несъемных протезах (рис. 20.22).



Рис. 20.21. Условно съемный протез «на ходулях» при полном отсутствии зубов (M. Norton, 1995)

Во многих имплантологических системах предусмотрены специальные внутриротовые опоры для балок, опоры с шаровидными аттачменами (см. рис. 20.19). Отлитая из металла балка фиксируется винтами к внутриротовым частям имплантатов и может соединяться с патрицами шаровидных аттачменов, либо на балке могут быть размещены аттачмены другой конструкции: жесткие, полулабильные и лабильные, рельсовые, балочные, поворотные, с



Рис. 20.22. Моделирование облицовки коронок на имплантатах (P. Palacci, 2001)

запирающим штифтом и др. (рис. 20.23). Выбор замкового крепления диктуется особенностями клинической ситуации, количеством и устойчивостью имплантатов.

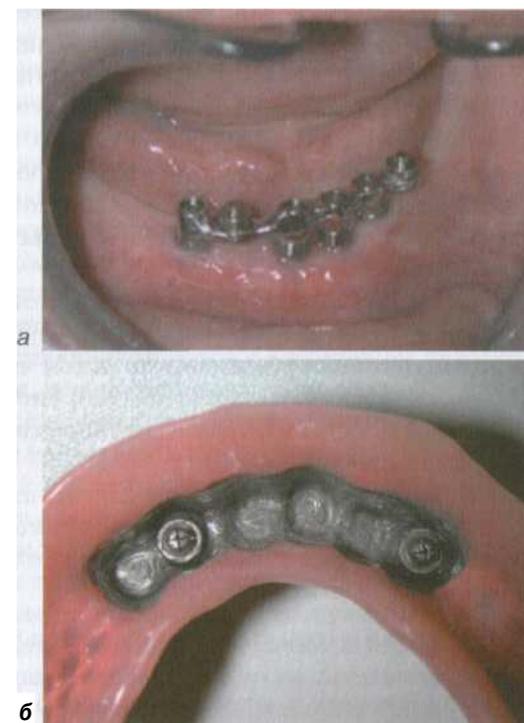


Рис. 20.23. Съемный протез с замковой фиксацией на имплантатах:
а — балка с аттачменами в полости рта; б — протез

Точность протезирования на имплантатах значительно повышается при использовании SAE-технологии — электроэрозионной припасовки металлических каркасов съемных и несъемных протезов к стандартным абатментам наиболее распространенных систем имплантатов.

Во всех случаях рекомендуется рентгенологический контроль плотности прилегания каркаса протеза к имплантатам, поскольку щели между ними будут способствовать скоплению пищевых остатков в пришеечной части имплантата, а неравномерность припасовки каркаса приведет к перегрузке отдельных имплантатов.

При конструировании зубного ряда протезов на имплантатах при полном отсутствии зубов важное значение имеют особенности формирования их окклюзионной поверхности. Рекомендуется так называемая «защищенная окклюзия»: полный контакт жевательных зубов в центральной окклюзии и их дезокклюзия при выдвигании и боковых движениях нижней челюсти. Лингвализированная постановка зубов с передним направляющим компонентом предполагает смыкание по типу «ступка — пестик» невысокого небного бугорка верхнего моляра с неглубокой центральной ямкой нижнего моляра. Щечные бугорки не вступают в окклюзию. Такая постановка искусственных зубов менее естественна, окклюзионные контакты ограничены, жевательная эффективность слабее, но при этом имплантаты испытывают меньшую нагрузку.

Индивидуальная гигиена полости рта пациентов с протезами на дентальных имплантатах включает ежедневное использование стандартных и однопучковых зубных щеток (в том числе электрических), дентальных ершиков, нитей (флоссов), систематические полоскания полости рта настоями трав и растворами препаратов с бактериостатическими свойствами.

Эффективность протезирования на имплантатах при полном отсутствии зубов превышает 90 % при сроках функционирования протезов до 10 лет. Для оценки успешной имплантации признаны следующие критерии (D. Smith, G. Zarb, 1989):

- каждый имплантат в отдельности не должен быть подвижным;
- отсутствие разряжения костной ткани вокруг имплантата на рентгенограмме;
- ежегодная убыль кости после первого года функционирования имплантата не более 0,2 мм по вертикали;

- отсутствие боли и инфекции в области имплантата;
- удовлетворенность пациента, в том числе эстетикой протезирования.

Соответствовать указанным критериям должны 85 % имплантатов, функционирующих 5 лет, и 80 % имплантатов при сроке функционирования 10 лет. В разные сроки после протезирования могут возникнуть различные осложнения:

- воспаление в тканях, окружающих имплантат (мукозит, периимплантит);
- прогрессирующая резорбция костной ткани вокруг имплантата;
- поломка имплантатов, винтов, протезов.

Среди причин указанных осложнений необходимо отметить следующие: плохая гигиена полости рта, хроническая травма десневой манжетки, мелкое преддверие полости рта, развитие общего заболевания организма с нарушением процессов физиологической регенерации костной ткани, расцементировка протеза, наличие зазоров между деталями имплантата и протезом, перегрузка имплантатов из-за их недостаточного количества или некачественного протезирования.

Воспалительные процессы и резорбция костной ткани как правило начинаются в пришеечной зоне имплантата и могут быть ликвидированы с помощью активных консервативных или хирургических мероприятий с одновременным устранением причины. Гигиенические мероприятия и местное противовоспалительное лечение во многих случаях сочетаются с кюретажем патологических костных карманов, пластикой слизистой оболочки в области имплантата, костнопластическими операциями с использованием остеозамещающих материалов и резорбируемых барьерных мембран, а также с общей противовоспалительной терапией. Прогрессирование резорбции костной ткани и подвижность имплантата являются показанием к удалению имплантата (эксплантации) с возможным изменением конструкции протеза, проведением имплантации в близлежащие отделы челюсти или реимплантации не ранее чем через 6 месяцев после дезинтеграции имплантата.

Диспансерное наблюдение за пациентами с протезами на имплантатах следует проводить не реже двух раз в течение года.

21

Эффективность жевания лиц, пользующихся полными съемными протезами

21.1. СПОСОБЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЖЕВАНИЯ

Существующие способы определения эффективности жевания можно разделить на субъективные и объективные. Субъективные основаны на оценке самими пациентами своей способности к пережевыванию ряда пищевых продуктов. Полученные таким образом результаты вызывают сомнение. Исследования выявили, что показатели эффективности жевания, полученные объективными тестами, не соответствовали оценке, данной пациентами.

Объективные способы определения эффективности жевания включают статические системы учета эффективности жевания и функциональные пробы.

Обладая рядом полезных свойств (простота и оперативность), статические системы учета эффективности жевания оказались малопригодными для точного определения степени нарушения жевательной функции. Они приближенно (условно) определяют роль каждого зуба в жевании и восприятии жевательного давления, не учитывая вид прикуса, развиваемые жевательные силы и т. д.

Функциональные жевательные пробы позволяют судить об эффективности жевания точнее и объективнее. Проведение любой жевательной пробы состоит из трех основных этапов: I — выбор и подготовка порции тестового продукта; II — пережевывание тестовой порции; III — гранулометрический (ситовый) анализ измельченного материала и математическая обработка результатов.

Эти этапы положены в основу предлагаемой А. Н. Ряховским классификации жевательных проб.

По выбору тестового материала существующие способы определения жевательного эффекта делятся на две большие группы:

- 1) способы, использующие в качестве тестового материала пищевые продукты;
- 2) способы, использующие искусственные тестовые материалы.

Использование в качестве тестового материала пищевых продуктов оправдано их доступностью, широким выбором, максимальным приближением к естественным условиям жевания. В то же время они обладают рядом существенных недостатков: невозможно обеспечивать всегда одинаковую прочность продукта на сжатие, невозможно контролировать содержание в измельченном продукте воды после его высушивания, что влияет на весовое соотношение выделенных с помощью сит фракций крупности, и др. Это существенным образом снижает объективность получаемых результатов.

По продолжительности жевания существующие способы определения жевательного эффекта можно разделить на три группы:

- 1) при жевании в течение определенного времени;
- 2) при жевании до момента глотания;
- 3) при жевании с определенным количеством жевательных движений.

Существуют также различные модификации, занимающие промежуточное положение и обладающие свойствами двух групп: первой и третьей — жевание с определенной частотой в течение заданного времени; второй и третьей — при жевании порции тестового продукта подсчитывается количество жевательных движений до момента глотания, затем проводится проба при этом количестве жевательных движений; первой и второй — при жевании порции тестового продукта определяется время жевания до момента глотания, затем проводится проба при жевании в течение данного времени.

Существуют также способы, предполагающие повторное проведение проб при разной продолжительности жевания.

Недостатком способов первой и второй групп является разное количество жевательных движений, совершаемых испытуемыми, что влияет на получаемые показатели.

Анализ измельченного материала проводят просеиванием через набор сит. При этом получают частные или суммарные характеристики крупности. Например, если при просеивании 10 г измельченного материала через набор сит с диаметром отверстий

5,0; 4,0; 3,0; 2,0 и 1,0 мм на ситах соответственно выделены фракции: 1, 2, 3, 2 и 2 г, то частная характеристика крупности составит: 10, 20, 30, 20 и 20 %, а суммарная характеристика — 10, 30, 60, 80 и 100 % соответственно.

По анализу состава измельченного материала способы определения жевательного эффекта можно разделить на несколько групп.

1. Определение жевательного эффекта по частным характеристикам крупности или фрагментам суммарных характеристик. К пробам этой группы относятся методики, использующие одно или несколько сит, отличающихся диаметром отверстий.

При этом масса сухого остатка на сите(ах) сравнивается с массой тестовой порции или масса сухого остатка на ситах умножается на специальный коэффициент.

2. Жевательный эффект определяется по шкале индексов подсчитыванием количества измельченных частиц определенного диаметра или частиц, оставшихся не размельченными после жевания.

Пробы этих двух групп имеют общие недостатки: частная характеристика крупности может дать искаженное представление о степени измельчения продукта (изменение шкалы сит меняет и вид частной характеристики, вид суммарной характеристики при этом не изменится).

3. Определение степени измельчения по суммарным характеристикам крупности. Суммарные характеристики дают более полное представление о составе фракций крупности измельченного материала. Однако указанные методики используют лишь визуальную оценку графиков суммарных характеристик, не выделяя при этом каких-либо количественных показателей.
4. Определение общей площади поверхности измельченных частиц. Предлагаемый метод анализа учитывает работу, затрачиваемую на увеличение поверхности измельченного материала, и не учитывает работу, затрачиваемую на деформацию измельчаемых частиц.
5. Изучение характера измельчения пищевых продуктов в полости рта с использованием законов измельчения минералов при технологических процессах. Ранее известные методики данной группы как правило сложны в исполнении, не дают интегрального показателя, характеризующего жевательный эффект.

Большинство известных жевательных проб в качестве тестового материала используют естественные пищевые продукты. Однако, несмотря на кажущиеся удобства в использовании, они обладают рядом существенных недостатков: невозможно гарантировать одинаковые свойства продуктов от эксперимента к эксперименту, их консистенция меняется в зависимости от времени года и географического положения, не поддается учету количество абсорбируемой в размельченных частицах влаги.

В жевательных пробах, использующих естественные пищевые продукты, величина остатков на ситах определяется, как правило, взвешиванием их после высушивания, которое проводится при постоянных условиях. Поскольку скорость высушивания зависит от отношения площади поверхности частицы к ее объему, т. е. частицы меньшего диаметра теряют влагу быстрее, то при одинаковых условиях высушивания содержание воды в частицах разного диаметра будет неодинаковым. Кроме того, часть веществ, содержащихся в естественных пищевых продуктах, вымывается слюной при их пережевывании и тем больше, чем выше степень измельчения продукта, т. е. больше площадь поверхности измельченных частиц.

21.2. ВОЗМОЖНОСТИ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЗАТРАЧЕННОЙ МЫШЕЧНОЙ ЭНЕРГИИ

Эффективность жевательных движений определяется как отношение выполненной работы к затраченной. Выполненная работа — эта работа мышц при жевании, а затраченная — электромиографическая активность мышц.

Электромиография в качестве функционального метода исследования широко используется в стоматологии. Поскольку потенциалы действия инициируют мышечные сокращения, то должна быть определенная зависимость между электрической и механической активностью мышц. Увеличение силы сокращения происходит в результате рекрутирования новых двигательных единиц и увеличения частоты разрядов и выражается в увеличении частоты и амплитуды электрических колебаний.

По мнению многих авторов, электромиографическая активность является отражением усилий, затрачиваемых жевательными мышцами.

Для изометрического и изотонического сокращений отмечена прямо пропорциональная зависимость между амплитудой, или

интегралом, электромиографической активности, и силой, или скоростью, мышечного сокращения.

Для изометрического, изотонического и ауксотонического сокращений предполагается наличие прямой зависимости между механической работой и интегралом биоэлектрической активности мышц.

Существует также ряд косвенных подтверждений возможности использования электромиографии для оценки энергозатрат мышц. Обнаружена положительная корреляция между интегрированной электромиографической активностью и потреблением кислорода при мышечном сокращении, изменением температуры мышц, а по количеству потребленного кислорода или выделенного тепла судят о величине мышечной работы.

Указанные особенности электромиографии дали основание некоторым авторам использовать ее показатели для не прямой оценки эффективности жевания.

Электромиография и жевательные пробы часто использовались совместно при оценке состояния зубочелюстной системы, но, к сожалению, как два самостоятельных метода функциональной диагностики. Шагом вперед в развитии способов определения жевательной эффективности является проба М. М. Соловьева и соавт. (1984), представляющая собой попытку учета мышечных энергозатрат, выражением которых считается интеграл их биоэлектрической активности, при проведении жевательной пробы. Однако из-за несовершенства анализа гранулометрического состава измельченного материала эта методика не получила широкого распространения.

Факторы, определяющие эффективность жевания полными съемными протезами

Для характеристики процесса измельчения продукта при жевании пользуются разными терминами: «жевательная эффективность», «жевательная способность», «жевательный эффект». Однако нет однозначного понимания этих терминов. Например, жевательная эффективность определяется как способность увеличивать площадь общей поверхности частиц пищевых продуктов при жевании или как часть измельченного продукта, прошедшего при просеивании сквозь сито с отверстиями определенного диаметра, или как способность к размельчению тестового продукта за определенный промежуток времени, или как количество дополнительных жева-

тельных движений, необходимых для размельчения тестового продукта до стандартного уровня. Подобный подход не отражает понятия эффективности.

При увеличении количества жевательных движений возрастает степень измельчения продукта. Величина жевательных усилий считается важным фактором, влияющим на процессы дробления. Их увеличение приводит к уменьшению диаметра измельченных частиц. Мимические мышцы и мышцы языка, контролируя при жевании пищевой комок, определяют эффективность его измельчения. При значительной потере зубов роль языка в механической обработке пищи возрастает. Слюноотделение поддерживает процесс механической обработки пищевого продукта. Пропитывание пищевого комка слюной уменьшает усилия, необходимые для первого момента дробления пищи. Избыточная увлажненность ротовой полости облегчает глотательный рефлекс, что ведет к проглатыванию больших частиц пищи при меньшем количестве жевательных движений и является компенсаторным фактором при полном отсутствии зубов.

Относительно влияния типа окклюзии полных съемных протезов на жевательную эффективность нет единого мнения. Большинство исследователей считают балансирующую окклюзию более эффективной. Причем среди различных теорий балансирующей артикуляции (среднеанатомической, сферической и индивидуально оформленных окклюзионных поверхностей) более высокую степень измельчения дают протезы, построенные в соответствии с последней. Следует, тем не менее, отметить ряд работ, отрицающих приоритет какого-либо типа постановки зубов по признаку большей жевательной эффективности. С. Я. Киселев (1978) считает, что при благоприятных анатомических условиях метод постановки искусственных зубов не оказывает заметного влияния на жевательную эффективность протезов, при неблагоприятных условиях та постановка, что улучшает устойчивость протезов, улучшает и их жевательную эффективность.

Среди прочих окклюзионных факторов, влияющих на жевательную эффективность, наибольшее внимание получила форма окклюзионной поверхности искусственных зубов. Н. R. Ortman (1977), В. Levin (1977), Н. F. McGrane (1936) выражают мнение о большей эффективности искусственных зубов с рельефной окклюзионной поверхностью, что подтверждают своими исследованиями М. G. Thompson (1937), N. S. Shetty (1984), A. Yurkstas (1963), К. К. Кариг и S. D. Soman (1965). Другая группа авторов выражает

сомнение по поводу большей эффективности какой-либо формы окклюзионной поверхности.

S. G. Michael и соавт. (1990) изготовила 5 пациентам протезы со сменными боковыми участками зубных рядов. При этом использовали плоские искусственные зубы и зубы анатомической формы, имеющие наклон бугров в 30°. Навнутренней поверхности нижнего протеза в области вершины гребня они устанавливали диафрагмальные датчики давления. Авторами не было обнаружено различий между двумя испытываемыми окклюзионными формами.

P. W. Vascom (1962), K. K. Karur и S.D. Soman (1965) считают, что искусственные зубы с разной формой окклюзионной поверхности в разной степени эффективны для пищевых продуктов с различной внутренней структурой.

Известная зависимость жевательной эффективности от площади контакта естественных зубных рядов не нашла однозначного объективного подтверждения при аналогичных исследованиях в группах лиц, пользующихся полными съёмными протезами. Изучая этот вопрос, K. K. Karur и S. D. Soman (1965) уменьшали площадь контакта, выпиливая пластмассу из мезиальных и дистальных участков зубных рядов, и не обнаружили снижения жевательной эффективности. J. R. Lambrecht (1965), стачивая пластмассу с язычной поверхности верхнего зубного ряда и щечной поверхности нижнего, наблюдал снижение жевательной эффективности.

Изучая влияние различных окклюзионных факторов на измельчение продуктов при жевании, K. K. Karur и S. D. Soman (1965) обнаружили (для группы пациентов с хорошо выраженными альвеолярными гребнями), что снижение жевательной эффективности более выражено при щечном смещении зубных рядов, а для группы пациентов с выраженной атрофией снижение жевательной эффективности они наблюдали при язычном смещении зубных рядов. Авторы пришли к выводу, что повышение уровня окклюзионной плоскости незначительно снижает жевательную эффективность, которую они определяли с помощью жевательных проб с морковью.

Принято считать, что для лучшей жевательной эффективности полных съёмных протезов необходима их хорошая устойчивость. Это мнение подкреплено и некоторыми данными объективных исследований. Так, T. Jemt и P. A. Stallart (1986) установили, что повышение устойчивости протезов ведет к увеличению скорости движения нижней челюсти при жевании и их ритмичности, приближая к аналогичным показателям у пациентов с естественными зубными рядами.

Как показали данные жевательных проб, площадь базисов полных съёмных протезов, определяющая их фиксацию, имеет существенное влияние на жевательную эффективность. Поэтому при значительной атрофии альвеолярных гребней E. K. Kelly (1975), K. K. Karur, S. D. Soman и K. Stone (1965) отмечали низкую жевательную эффективность. C. J. Watson (1987) установил, что после вестибулопластики она увеличивается. При этом следует отметить, что эффективность пары протезов, по данным K. K. Karur, S. D. Soman и K. Stone (1965), определяется тем, который менее устойчив.

Изучение влияния адгезивов на жевательную эффективность при пользовании протезами, вопреки ожиданию, не показало ее увеличения.

E. K. Kelly (1975) на основании проведенного опроса лиц, пользующихся полными съёмными протезами, о способности к пережевыванию продуктов разной твердости и сопоставлении с полученными данными максимальных жевательных усилий, пришел к выводу, что чем большие усилия может развивать пациент, тем выше жевательная эффективность.

Максимальные жевательные усилия, которые способны развивать лица, пользующиеся полными съёмными протезами, значительно ниже, чем те, что развивают лица с естественными зубными рядами. Чем больше площадь базиса, тем меньше давление на единицу площади протезного ложа и тем большее жевательное давление может быть развито.

Многие спорные вопросы и неточности в оценке факторов, определяющих эффективность жевания полными съёмными протезами, во многом связаны с погрешностями используемых жевательных проб.

21.3. ОПИСАНИЕ ЖЕВАТЕЛЬНОЙ ПРОБЫ А. Н. РЯХОВСКОГО

Принципиальное отличие этой жевательной пробы состоит в том, что в ней используются только искусственные тестовые материалы, проба осуществляется при строго определенном количестве жевательных движений, оценка процессов измельчения продуктов при жевании проводится по трем основным показателям: жевательный эффект, жевательная способность и жевательная эффективность.

Жевательный эффект (А) — величина полезной работы по измельчению продукта при жевании, которая определяется по

одному из математических законов определения работы дробления и зависит от степени дробления пережеванного продукта.

Жевательная способность (M) — величина полезной работы по измельчению продукта при жевании, совершенная в единицу времени.

Жевательная эффективность (E) — отношение полезной работы по измельчению продукта при жевании к затраченной. Эквивалентом затраченной мышечной работы при жевании может служить интеграл биоэлектрической активности группы жевательных мышц.

Таким образом, А.Н. Ряховский предлагает несколько по-другому толковать привычные нашему восприятию термины. Аналогом всех известных в стоматологии понятий, характеризующих эффективность жевания, которые в разные времена использовали разные авторы, является термин «*жевательный эффект*». Толкования терминов «*жевательная способность*» и «*жевательная эффективность*», предложенные А. Н. Ряховским, являются новыми и не имеют в стоматологии соответствующих аналогов. При этом как с теоретической, так и с практической точек зрения, подобные показатели важны при оценке функции жевания. Все ранее известные жевательные пробы не учитывали ни величины жевательных усилий, ни продолжительности фаз покоя и активности мышц в жевательном цикле. А эти показатели существенно влияют на степень измельчения тестового продукта.

Полезная работа по измельчению тестового материала определяется по результатам ситового анализа с использованием одного из соответствующих математических законов (Риттингера, Бонда, Кика—Кирпичева). Затраченная работа определяется по интегралу биоэлектрической активности жевательных мышц.

Определение полезной работы дробления

При измельчении материалов с высокими степенями дробления (хрупкими) для вычисления полезной работы следует использовать закон Риттингера — работа дробления пропорциональна величине вновь образованной поверхности. В реальной жизни мы не встречаемся с веществами, имеющими такую характеристику, поэтому данный закон не использовали при вычислениях.

Закон Бонда позволяет учитывать работу, затрачиваемую на деформацию и увеличение поверхности материала, т. е. при использовании материала со средними степенями дробления —

работа дробления пропорциональна среднему геометрическому значению, полученному из величины объема и площади поверхности куска.

Закон Кика—Кирпичева используется, когда работа идет в основном на деформацию частиц материала с низкими степенями дробления, т. е. работа дробления пропорциональна объему и массе дробимого куска.

Определение затраченной работы по измельчению тестового продукта

В процессе жевания участвует большое количество мышц, но основную рабочую нагрузку выполняет группа мышц, поднимающих нижнюю челюсть: жевательные, височные, медиальные крыловидные. Для оценки затраченной мышечной энергии используется интеграл их биоэлектрической активности. Оптимальным способом оценки затраченной мышечной энергии является регистрация биоэлектрической активности жевательных и височных мышц с обеих сторон.

При наличии только одного канала для усиления электромиографических сигналов и одного интегратора для исследования биоэлектрической активности выбирается жевательная мышца на рабочей стороне, поскольку для характеристики деятельности группы мышц можно использовать показатели активности мышечного эквивалента — мышцы, наиболее важной и активной в действии. В этом случае, однако, представление о затраченной при жевании мышечной энергии будет не полным.

Если исследователь не располагает интегратором, то представление о затраченной мышечной энергии можно получить, непосредственно измерив запись биоэлектрической активности мышц. Для этого необходимо по записи определить среднюю амплитуду и среднее время биоэлектрической активности. Перемножив эти значения, получают цифру, эквивалентную значению интеграла биоэлектрической активности. Средние значения амплитуды и времени биоэлектрической активности вычисляются по результатам измерений на записи первых трех периодов биоэлектрической активности, последних трех и трех в середине записи.

Если нет возможности осуществить электромиографическое исследование ввиду отсутствия соответствующей аппаратуры, жевательная проба проводится с определением лишь двух показателей: жевательного эффекта и жевательной способности.

21.3.1. Методика проведения жевательной пробы

21.3.1.1. Приготовление тестового материала

Взвешивается определенное количество зерен медицинской (пищевой) желатины, которое добавляют в заранее отмеренное количество окрашенной пищевым красителем воды (для приготовления 20 % желатины необходимо 10 г желатины добавить к 40 мл воды). После набухания желатины, в результате впитывания воды, ее нагревают в водяной бане и, размешивая стеклянной палочкой, добиваются полного растворения. Полученный раствор заливают в специальную форму, состоящую из наружной и внутренней трубок (внутренняя — разборная, состоит из двух продольных половин, концевые отверстия наружной трубки закрываются резиновыми пробками). Форму с залитым в нее раствором желатины помещают на 2 часа в холодильную камеру (4-6 °С), где раствор желатины превращается в гель. Затем содержимое формы извлекается выталкиванием внутренней трубки из наружной и в специальном устройстве разрезается на цилиндры. Диаметр цилиндров соответствует внутреннему диаметру трубки и составляет 15 мм, высота цилиндров — 10 мм. Следует отметить, что точное следование указанным размерам не является обязательным. Изначальные размеры этих цилиндров могут быть в принципе любыми, поскольку их начальные размер и объем учитываются в формуле расчетов и никак не повлияют на конечный результат определения жевательного эффекта. Для придания материалу хрупкости цилиндры помещают в 4% -й раствор формалина и содержат в нем при температуре 4–6 °С в течение 24 часов, после чего промывают в проточной воде также в течение 24 часов. В готовом виде тестовые образцы имеют несколько большие размеры из-за впитывания воды.

Следует строго соблюдать условия приготовления тестовых образцов от исследования к исследованию (чтобы обеспечить постоянство их свойств). При проведении пробы желательнее использовать свежеприготовленные образцы, так как при хранении их прочность со временем уменьшается.

21.3.1.2. Проведение жевательной пробы

После укрепления на моторных точках мышц (наиболее выступающая часть мышцы при ее сокращении) поверхностных электродов, включения и настройки электромиографической аппаратуры пациенту проводят адаптационную пробу. Ее осуществляют так

же, как и контрольную, с той только разницей, что ее результаты не учитываются. Пациент должен адаптироваться к условиям пробы. Затем уже проводят контрольную пробу. Пациенту предлагают пережевать в произвольной манере или на строго определенной стороне зубного ряда (зависит от целей исследования) 20-ю жевательными движениями тестовую порцию, которая состоит из двух цилиндров 20% -й желатины (4,2 см³). При этом регистрируют время жевания и интеграл биоэлектрической активности. Пережеванный продукт пациент выплевывает в стакан с водой, а остатки измельченного материала извлекаются из полости рта прополаскиванием водой.

21.3.1.3. Анализ результатов пробы

В раковину умывальника устанавливается колонка сит. Диаметр отверстий самого верхнего сита должен быть чуть меньше размеров цилиндров желатины до пережевывания, диаметр отверстий каждого последующего нижнего сита — меньше предыдущего на V2, а диаметр отверстий самого нижнего сита должен быть равен 0,2-0,3 мм (рис. 21.1).



Рис. 21.1. Тестовые образцы и набор сит

Извлеченный после жевательной пробы тестовый материал просеивают под потоком воды через колонку сит. Для этого удобно пользоваться гибким шлангом. Оставшиеся на ситах частицы переносят кисточкой в отдельные градуированные пробирки, заполненные водой. Определяют общий объем каждой выделенной фракции. Для фракций со средним диаметром частиц больше 4 мм его опреде-

ляют по объему вытесненной воды. Для этого предварительно в пробирке устанавливают определенный уровень воды, частицы данной фракции высушивают фильтровальной бумагой и опускают в пробирку. Повышение уровня воды соответствует объему частиц данной фракции. Для фракций с диаметром частиц меньше 4 мм их объем определяют следующим образом: постукиванием пальцем по дну пробирки добиваются максимального осаждения частиц, а по измерительной шкале на пробирках определяют общий объем воды и частиц между ними. Опыт проведения жевательных проб показал, что объем воды между частицами для этих фракций приблизительно равен объему самих частиц, поэтому последний определяют делением полученного общего объема на 2. Результаты определения объемов всех классов крупности подставляют в формулы для вычислений.

21.3.1.4. Пример выполнения расчетов

Например, для проведения ситового анализа использовался набор сит со следующими диаметрами отверстий 14,0; 10,0; 7,0; 5,0; 3,5; 2,5; 1,9; 1,4; 1,0; 0,7; 0,5; 0,3 мм. Средний диаметр частиц, прошедших сквозь отверстия в 14,0 мм и оставшихся на сите с диаметром отверстий 10,0 мм, соответственно составит 12,0 мм. Средний диаметр частиц, прошедших сквозь отверстия в 10,0 мм и оставшихся на сите с диаметром отверстий 7,0 мм, соответственно составит 8,5 мм и т. д. Таким образом, средний диаметр частиц каждой фракции при использовании данной колонки сит соответственно составит: 12,0; 8,5; 6,0; 4,25; 3,0; 2,2; 1,65; 1,2; 0,85; 0,6; 0,4 мм.

После просеивания и определения объема каждой фракции установлено, что измельченный материал распределен по классам крупности следующим образом (см. табл.).

Распределение измельченного материала по классам крупности

Показатель	Классы крупности										
	12,0	8,5	6,0	4,25	3,0	2,2	1,65	1,2	0,85	0,6	0,4
Средний диаметр частиц фракции (d), мм	12,0	8,5	6,0	4,25	3,0	2,2	1,65	1,2	0,85	0,6	0,4
Объем класса крупности (V), см ³	-	-	0,4	0,6	0,9	1,0	0,6	0,3	0,2	0,2	0,1
V/d	0,0	0,0	0,163	0,291	0,52	0,674	0,467	0,274	0,217	0,258	0,158

Для проверки правильности определения объемов фракций крупности вычисляется их сумма. Сумма объемов всех классов крупности (в данном примере составляет 4,3 см³) не должна выходить за пределы $\pm 5\%$ от объема исходной тестовой порции 4,2 см³.

При использовании в качестве тестового материала желатины расчет проводится по закону Бонда. Вначале рассчитываем средний диаметр измельченного материала. Для этого для каждого класса крупности определяем соотношение V/d, которые затем суммируем (в данном примере сумма составляет 3,022). Затем сумму объемов всех классов крупности (в нашем примере — 4,3) делим на полученное значение 3,022 и получаем 1,4229. Возведя это значение в квадрат, получаем значение среднего диаметра частиц всего измельченного материала (в данном примере оно составит 2,02 мм).

Затем вычисляем полезную работу дробления (A) (измеряется в усл. ед.). Подставив в формулу расчета полезной работы по закону Бонда значения $d_c = 2,02$ мм, $D_c = 16$ мм, $W = 4,2$ см³, получим искомое значение — 1,903 усл. ед.

При времени жевания 21 с жевательная способность будет равна 0,091 усл. ед./с.

Интеграл биоэлектрической активности в нашем примере составил 2,67 мВ • с. В этом случае жевательная эффективность, рассчитываемая по формуле $E = a \cdot 100\%$, где a — коэффициент пропорциональности (для используемой методики регистрации интеграл электромиографии составляет 0,5) и равен 35,6 %.

Для специальных задач исследования при проведении жевательных проб могут использоваться и другие искусственные материалы. При изучении функции жевания пациентов с полными съемными протезами можно использовать альгинатный оттисковый материал Стомальгин. Тогда расчет полезной работы дробления проводится по закону Кика—Кирпичева.

Преимущество предлагаемого подхода при анализе измельченного материала состоит в том, что размер отверстий сит, используемых при просеивании, не оказывает влияния на получаемые результаты. Необходимо лишь, чтобы диаметры отверстий сит отличались друг от друга не более чем в $\sqrt{2}$ раза, чем повышается точность определения. Возможность выбора математического закона (Бонда, Кика—Кирпичева) при оценке полезной работы дробления с учетом степени дробления тестовых материалов делает методику универсальной, расширяет ее потенциальные возможности, поскольку

при использовании в жевательной пробе тестовых продуктов с различными физическими свойствами дает более полную информацию о состоянии жевательного аппарата пациента.

21.4. ИЗУЧЕНИЕ ВЛИЯНИЯ ОККЛЮЗИОННЫХ ПАРАМЕТРОВ СЪЕМНЫХ ПРОТЕЗОВ ПРИ ПОЛНОЙ АДЕНТИИ НА ЖЕВАТЕЛЬНЫЙ ЭФФЕКТ

Окклюзионные поверхности зубных рядов имеют весьма сложную форму и характеризуются рядом параметров: площадь окклюзионных поверхностей, площадь их непосредственного контакта, высота бугров, межбугорковые соотношения, сагиттальный и трансверзальный наклоны окклюзионных поверхностей зубов, уровень расположения и переднезадний наклон окклюзионной плоскости. При протезировании съемными протезами к перечисленным выше добавляется еще и положение середины окклюзионной поверхности искусственного зуба относительно межальвеолярной линии. Все эти параметры тесно связаны между собой и, кроме того, должны соответствовать характеру движений нижней челюсти при жевании. Нарушение этой гармонии влияет на закономерности процесса измельчения продукта при жевании, приводя к ухудшению результатов.

21.4.1. Влияние высоты бугров искусственных зубов полных съемных протезов

При протезировании полными съемными протезами используются, в основном, три вида искусственных зубов: анатомические (бугры наиболее выражены), полуанатомические (с менее выраженными по высоте буграми) и зубы с плоской жевательной поверхностью.

Данные литературы представляют противоречивые сведения относительно влияния выраженности рельефа жевательной поверхности искусственных зубов на степень измельчения продуктов, что послужило основанием для многих авторов пропагандировать использование неанатомических искусственных зубов с плоской жевательной поверхностью.

Использование в жевательной пробе двух тестовых материалов с разной внутренней структурой позволяет четко выявить разницу между двумя типами искусственных зубов. Объясняется это прежде всего тем, что при жевании разных тестовых материалов

характер жевательных движений неодинаков. При пережевывании хрупких продуктов используются преимущественно вертикальные движения, а при пережевывании упругих или волокнистых продуктов — движения с боковым сдвигом. Поэтому зубы анатомической формы в последнем случае оказываются более эффективными. При этом, однако, увеличиваются и боковые сбрасывающие силы, которые возрастают к концу жевательного периода, что и приводит к большей подвижности полных съемных протезов.

Искусственные зубы с плоской жевательной поверхностью обеспечивают больший жевательный эффект при пережевывании продуктов, требующих преимущественно вертикальных жевательных движений. В этом случае сохраняются условия для хорошей стабильности протезов. Причем эти же зубы становятся менее эффективными при пережевывании продуктов, требующих боковых (растирающих) движений нижней челюсти, условия для хорошей стабильности протезов также сохраняются.

21.4.2. Влияние типа окклюзии

К настоящему времени известно пять принципиально различных вариантов постановки зубов: моноплан-окклюзия, среднеанатомическая, индивидуализированная, лингвализированная окклюзии, окклюзия по *Pleasure*.

При моноплан-окклюзии боковые зубы с плоской окклюзионной поверхностью устанавливаются в горизонтальной плоскости. Последний моляр некоторыми авторами выводится из окклюзии.

При среднеанатомической окклюзии боковые зубы анатомической формы устанавливаются по стандартным сагиттальным и трансверзальным окклюзионным кривым.

Индивидуальные окклюзионные поверхности могут быть образованы постановкой искусственных зубов по поверхности предварительно притертых воск-коррундовых валиков или постановкой зубов в индивидуально настраиваемых артикуляторах.

Лингвализированная окклюзия (рис. 21.2) характеризуется тем, что нижние зубы не имеют бугров и расположены в соответствии с сагиттальными и трансверзальными компенсационными кривыми. Верхние зубы анатомической формы контактируют с нижними только лингвальными буграми, а вестибулярные выводятся из контакта.

Окклюзия по *Pleasure* соответствует таковой при сильной стираемости естественных зубных рядов, т. е. когда трансверзальная

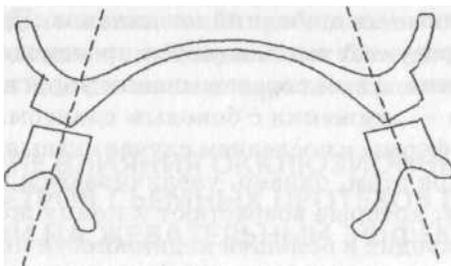


Рис. 21.2. Схемалингвализированной окклюзии

кривая в области 5-х и 6-х зубов имеет не выпуклый, а вогнутый характер (рис. 21.3).

По величине производимого жевательного эффекта худшие результаты демонстрирует лингвализированная окклюзия. Это снижение связано в первую очередь с уменьшением площади контакта окклюзионных поверхностей. Сравнительно несколько лучший жевательный эффект обеспечивает окклюзия по Pleasure. Тем не менее показатель остается на низком уровне видимо потому, что окклюзионная схема по Pleasure не обеспечивает множественные балансирующие контакты при смещениях нижней челюсти, т. е. уменьшается площадь функциональных контактов в окклюзионной фазе жевательного цикла. Одновременно окклюзия по Pleasure обеспечивает и меньшую подвижность нижнего протеза (подвижность верхнего протеза при этом практически не меняется), очевидно за счет направления сил жевательного давления на протез на нижней челюсти в язычную сторону, т. е. в пределы протезного ложа.

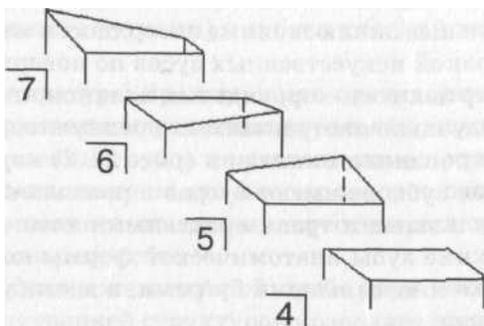


Рис. 21.3. Схема окклюзии по Pleasure

Моноплан-окклюзия, среднеанатомическая и индивидуализированные окклюзии характеризуются максимальными показателями. Индивидуализированная окклюзия обеспечивает максимальный жевательный эффект. Однако это преимущество, определенное по показателю жевательного эффекта, не столь заметно как хотелось бы. Возникает естественный вопрос: насколько рационально использование дорогостоящих артикуляторов при конструировании полного съемного протеза?

21.4.3. Влияние положения искусственных зубов относительно межальвеолярных линий

При смещении окклюзионных поверхностей боковых зубов лингвально (рис. 25.4) жевательный эффект уменьшается, а стабильность протезов возрастает. При смещении окклюзионных поверхностей боковых зубов вестибулярно (рис. 21.5) жевательный эффект возрастает, однако стабильность протезов уменьшается. Возрастание жевательного эффекта определяется, по всей видимости, лучшими условиями для эффективного контроля пищевого комка. Снижение стабильности протезов связано с увеличением плеча сбрасывающих сил.

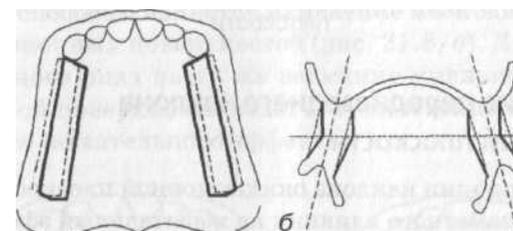
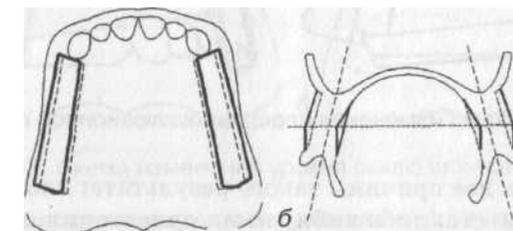


Рис. 21.4. Схема смещения окклюзионных блоков лингвально



а в ^-^-- у б'

Рис. 21.5. Схема смещения окклюзионных блоков вестибулярно

21.4.4. Влияние уровня окклюзионной плоскости

Обычно ориентиром для уровня расположения окклюзионной плоскости и ее наклона являются линии, соединяющие режущий бугорок клыка и нижнюю треть нижнечелюстного бугорка (рис. 21.6). Повышение уровня окклюзионной плоскости, т. е. приближение ее к альвеолярному гребню верхней челюсти, приводит к улучшению условий стабилизации протеза на верхней челюсти и, напротив, к ухудшению условий стабилизации протеза на нижней челюсти. Понижение уровня окклюзионной плоскости приводит к обратному эффекту.

И в том, и в другом случаях жевательный эффект снижается. Однако при повышении уровня окклюзионной плоскости снижение жевательного эффекта более заметно.

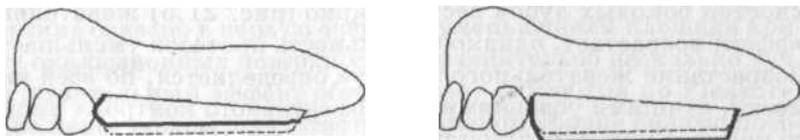


Рис. 21.6. Схема изменения переднезаднего наклона окклюзионной плоскости

21.4.5. Влияние переднезаднего наклона окклюзионной плоскости

Небольшие вариации наклона окклюзионной плоскости (рис. 21.7) не оказывают заметного влияния на жевательный эффект.

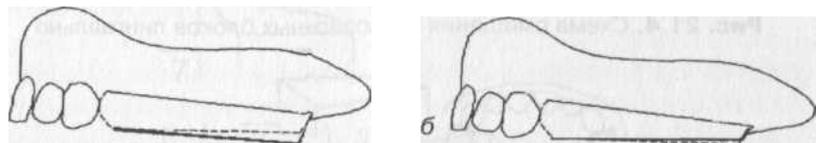


Рис. 21.7. Схема изменения площади окклюзионной поверхности

Могут быть две причины такого результата: либо это действительно имеет место, либо выбираемая ориентация окклюзионной плоскости при изготовлении протезов не всегда бывает правильной. В этом нет ничего удивительного, так как этот вопрос до сих

пор не находит своего однозначного решения даже при изучении естественных зубных рядов. Так, например, Н. И. Ларин, предложивший в 1960 г. ориентировать окклюзионную плоскость по камперовской горизонтали, в 1967 г. сообщал об имеющихся место отклонениях от нее окклюзионной плоскости естественных зубных рядов. Р. К. Оу (1990) на основании проведенных рентгенологических исследований показал, что переднезадний наклон окклюзионной плоскости у шведов и китайцев различный и окклюзионная плоскость находится ближе к камперовской линии, чем к франкфуртской горизонтали. В. Д. Монтеит (1985), однако, считали камперовскую горизонталь ненадежным показателем и использовали в качестве ориентира франкфуртскую горизонталь.

21.4.6. Влияние площади окклюзионной поверхности

Площадь окклюзионной поверхности может быть изменена тремя основными способами. Первый — превращение точечных бугорковых контактов окклюзионных поверхностей в плоскостные.

Вторым способом изменения площади контакта является изменение вестибулярно-орального размера окклюзионных поверхностей (рис. 21.8, а). Сужение окклюзионных поверхностей в значительной мере приводит к снижению жевательного эффекта.

Третьим способом является изменение мезиодистального размера окклюзионных поверхностей (рис. 21.8, б). Дистальное укорочение зубного ряда на ту же величину уменьшения площади окклюзионной поверхности ведет к существенно менее заметному снижению жевательного эффекта.

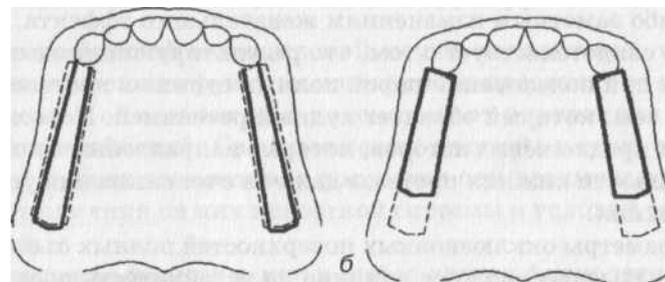


Рис. 21.8. Схема изменения уровня окклюзионной плоскости

Эти данные подтверждают положение о наличии активных жевательных зон, т. е. участков зубного ряда более активно участвующих в процессе измельчения пищи. Эти зоны находятся в области

5-х и 6-х зубов. Сужение всего окклюзионного блока приводит к уменьшению площади активных жевательных зон, а укорочение окклюзионных блоков (т. е. удаление участка соответствующего 7-м зубам) не вызывает уменьшения площади этих зон.

21.4.7. Влияние ретенции (фиксации) полных съемных протезов

Понижение устойчивости протезов затрудняет условия контроля пищевого комка, развитие эффективных жевательных усилий, что неизбежно отражается на снижении жевательного эффекта. Поэтому фиксация протеза как один из важнейших элементов, определяющих его устойчивость, имеет существенное влияние на жевательный эффект. Степень фиксации обеспечивает основной (базовый) уровень жевательного эффекта. Вариации окклюзионных поверхностей протезов являются дополнительными составляющими, которые в сумме определяют конечную величину жевательного эффекта.

Интересным и важным является то обстоятельство, что в случае, когда экспериментально проводится укорочение границ базиса верхнего протеза, обладавшего изначально большей фиксацией, происходит лишь некоторое незначительное снижение жевательного эффекта. После укорочения границ нижнего протеза жевательный эффект уже заметно снижается.

В том случае, когда вначале укорачиваются границы нижнего протеза, сразу резко снижется жевательный эффект. Последующее укорочение границ верхнего протеза уже не приводит к каким-либо заметным изменениям жевательного эффекта.

Это свидетельствует о том, что результирующий жевательный эффект при пользовании парой полных съемных протезов определяется тем, который обладает худшей ретенцией. Поэтому оправданы те предложения авторов, которые направлены на повышение устойчивости нижних протезов даже за счет снижения устойчивости верхних.

Параметры окклюзионных поверхностей полных съемных протезов оказывают сложное влияние на устойчивость полных съемных протезов и жевательный эффект. Те из них, что направлены на стабилизацию протезов, приводят к понижению жевательного эффекта. Те же изменения в конструкции полных съемных протезов, которые направлены на повышение фиксации и опорных характеристик протезного ложа, повышают жевательный эффект.

Данный вывод упорядочивает разрозненные и противоречивые сведения, накопленные по этим вопросам, и полностью согласуется с физическим законом, гласящим, что «действие равно противодействию». Действительно, может ли повышение жевательного эффекта, т. е. повышение полезной работы дробления, которое требует больших силовых затрат, не сопровождаться большими силовыми воздействиями на протез, часть из которых имеет горизонтальную направленность и приводит к их дестабилизации? С этой точки зрения весьма сомнительными кажутся уверения сторонников различных артикуляционных теорий относительно того, что выбранная ими схема обеспечивает максимум устойчивости протезов и их эффективности при жевании. Необходим строго индивидуальный подход к каждому беззубому пациенту. Та или иная окклюзионная схема имеет свои положительные и отрицательные стороны. Построение зубных рядов полных съемных протезов, согласно одной из теорий (балансирующей, стабилизационной, стабилизационно-балансирующей), будет наиболее эффективным лишь при определенных анатомо-функциональных условиях. При благоприятных условиях для устойчивости протезов конструирование окклюзионных поверхностей следует производить таким образом, чтобы обеспечить максимальный жевательный эффект. В тех случаях, когда условия для устойчивости протезов недостаточны, при конструировании окклюзионных поверхностей следует сознательно идти на повышение стабилизации протезов.

21.5. ЖЕВАТЕЛЬНЫЙ АППАРАТ С ПОЗИЦИЙ СИСТЕМНОГО ПОДХОДА

Данные современной медицинской науки показывают, что все внутренние и внешние функции живой системы зависят от свойств составляющих ее элементов и подсистем, от внутренних и внешних взаимодействий. Сами элементы системы в свою очередь зависят от других элементов, с которыми они взаимодействуют, а также от влияния на них целостной системы и условий ее существования.

Жевательная функция, как и любая другая физиологическая функция организма, осуществляется на основе саморегуляции, т. е. автоматического поддержания на постоянном уровне какого-либо фактора в организме. Таким фактором при жевании является степень измельчения пищевого продукта. Саморегуляция функциональной системы включает в себя внутренние (реакции

внутри организма) и внешние (поведенческие реакции организма) циклы.

Среди прочих звеньев механизмов саморегуляции, выделяемых П. К. Анохиным (1980), следует отметить следующие:

1. Конечный приспособительный эффект или константа, поддержание которой является необходимым условием других жизненно важных процессов в организме.
2. Цикличность процессов саморегуляции. Рецепторные образования определяют уровень конечного приспособительного эффекта.
3. Широта охвата органов и систем механизмами саморегуляции. Конечный приспособительный эффект может быть получен на основе внутренних циклов организма, но они фактически всегда являются частью больших циклов саморегуляции с выходом приспособлений за его пределы.
4. Сила максимально возможных защитных приспособлений организма всегда должна быть большей, чем сила максимально возможного отклонения данного конечного приспособительного эффекта от константного уровня.

Жевательный аппарат является сложной, полиструктурной, многоуровневой системой, специфика которой не исчерпывается особенностями составляющих ее элементов, а связана прежде всего с характером взаимоотношений между ними. Полноценное ортопедическое лечение, если рассматривать его не как ремесло, не возможно не только без досконального знания структурно-функциональных особенностей каждого элемента жевательного аппарата, но и без правильного понимания взаимных связей этих элементов. Совершенно недостаточно при планировании или оценке результатов ортопедического лечения ограничиваться лишь оценкой количественных параметров, характеризующих элементы зубочелюстной системы. Необходимо знать, как изменяются связи между этими элементами при возникновении дефектов зубных рядов и повышении жевательной нагрузки; что позволяет предвидеть направленность этих изменений при усугублении адентии; восстанавливаются ли эти связи в результате ортопедического лечения; какие из них, в принципе, могут быть восстановлены, а какие — нет. Методологической основой изучения жевательного аппарата должен являться системный подход, который исходит из того, что специфика сложной системы не исчерпывается особенностями составляющих ее элементов, а связана прежде всего с характером взаимоотношений между ними (рис. 21.9).

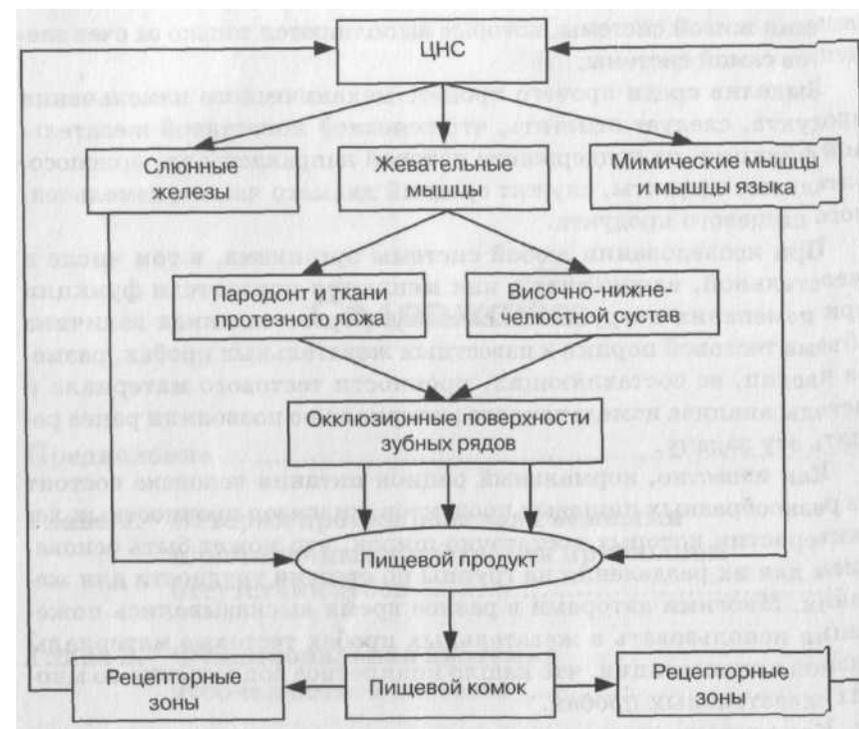


Рис. 21.9. Структурная схема участия элементов зубочелюстной системы в процессе жевания

П. К. Анохин (1980) предложил следующую классификацию наиболее употребительных форм приспособлений, которые разбиваются на основе принципа саморегуляции:

- 1) восстановительные;
- 2) компенсаторные;
- 3) защитные;
- 4) викарные.

При этом под восстановлением понимается достижение того же самого приспособительного эффекта системы в том же самом составе ее компонентов, которые могли быть временно дезорганизованы воздействием тех или иных внешних факторов. Под компенсацией понимается также восстановление того же самого приспособительного эффекта, но лишь за счет иных компонентов, которые раньше не были в составе данной функциональной системы. С. М. Будина и соавт. (1990) называют адаптацией те приспособительные

реакции живой системы, которые выполняются только за счет элементов самой системы.

Выделив среди прочего процесс механического измельчения продукта, следует отметить, что основной константой жевательной функции, на поддержание которой направлены все приспособительные эффекты, служит средний диаметр частиц измельченного пищевого продукта.

При исследовании любой системы организма, в том числе и жевательной, важно знать, как меняются показатели функции при изменении нагрузки на систему. Строго заданная величина объема тестовой порции в известных жевательных пробах, размера частиц, ее составляющих, прочности тестового материала и методы анализа измельченного материала не позволяли ранее решать эту задачу.

Как известно, нормальный рацион питания человека состоит из разнообразных пищевых продуктов, диапазон прочностных характеристик которых достаточно широк, что может быть основанием для их разделения на группы по степени трудности для жевания. Многими авторами в разное время высказывались пожелания использовать в жевательных пробах тестовые материалы разной консистенции, что нашло конкретное воплощение во многих жевательных пробах.

Как правило, при пережевывании менее твердых тестовых материалов снижение показателей жевательных проб менее выражено. Используемые в этих случаях разные тестовые материалы имеют различную внутреннюю структуру, что делает некорректным количественное сравнение изучаемых показателей.

Оценивая эти предложения, необходимо отметить, что, несмотря на правомерность и привлекательность этих идей, их практическая реализация оказывалась в значительной степени несовершенной из-за недостатков, прежде всего в методологических принципах известных жевательных проб.

Жевательную нагрузку можно изменять несколькими способами: меняя объем тестовой порции, исходный размер тестовых образцов и прочность на сжатие тестового материала. Наиболее значимым из них являются первый и последний.

Содержание

Предисловие	5
Глава 1. История протезирования съёмными пластиночными протезами при полном отсутствии зубов	7
Глава 2. Функциональная анатомия зубочелюстной системы	20
2.1. Характеристика смыкания зубных рядов	20
2.2. Биомеханика жевательного аппарата	30
2.3. Строение слизистой оболочки и ее особенности в различных участках протезного ложа	36
2.3.1. Подвижность слизистой оболочки полости рта. Переходная складка, нейтральная зона	37
2.3.2. Топография подъязычной, позадиомолярной и позадиальвеолярной областей	38
2.3.3. Податливость слизистой оболочки протезного ложа верхней и нижней челюстей	39
2.3.4. Классификации податливости слизистой оболочки (Supple, М.А. Соломонов, Т.Д. Еганова, А.Т. Бусыгин, Н.В. Калинина)	41
2.4. Морфологические особенности верхней и нижней челюстей с полным отсутствием зубов и их значение для протезирования	43
2.5. Классификации атрофии беззубых челюстей (Шредер, Келлер, В.Ю. Курляндский, И.М. Оксман, А.И. Дойников)	45

Глава 3. Методы фиксации протезов на беззубых челюстях	50
3.1. Механические способы фиксации	51
3.2. Физические методы фиксации	55
3.3. Факторы, обеспечивающие фиксацию на беззубых челюстях	58
3.4. Фиксация с использованием магнитов из самарий-кобальта	62
3.5. Фиксация протезов на беззубой нижней челюсти с использованием внутрикостных имплантатов и сферических магнитов	64
Глава 4. Способы получения анатомических оттисков	66
4.1. Определение понятий отпечаток, подбор оттисковых ложек ...	66
4.2. Выбор оттискового материала	68
4.3. Получение анатомического оттиска беззубой челюсти. Оценка качества анатомического оттиска	70
Глава 5. Получение гипсовых моделей беззубых челюстей. Методы изготовления индивидуальных ложек	77
5.1. Получение и разметка гипсовых моделей беззубых челюстей	77
5.2. Методы изготовления индивидуальных ложек	83
5.3. Лабораторные этапы изготовления индивидуальных ложек	85
5.3. Принципы изготовления прикусных валиков на жестком базисе	95
Глава 6. Методы припасовки ложек-базисов. Виды функциональных оттисков и методы их получения	98
6.1. Функциональные оттиски при лечении больных с полным отсутствием зубов	98
6.2. Припасовка индивидуальной ложки на нижней челюсти на основе функциональных проб	100
6.3. Топография мускулатуры, прилегающей к краю протеза верхней челюсти	102

6.4. Припасовка индивидуальной ложки на верхней челюсти на основе функциональных проб	102
6.5. Требования к функциональным оттискам	106
Глава 7. Определение центрального соотношения челюстей	107
7.1. Анатомо-физиологический метод определения центрального соотношения челюстей	109
7.2. Функционально-физиологический метод определения центрального соотношения челюстей	114
7.3. Устройство аппарата «АОЦО» и особенности его эксплуатации	116
7.4. Метод определения центрального соотношения челюстей у больных с полным отсутствием зубов с помощью аппарата «АОЦО»	118
7.5. Фотографический метод определения высоты нижнего отдела лица	127
Глава 8. Устройство и виды артикуляторов. Принцип работы с артикулятором	129
8.1. Теоретическое обоснование необходимости применения индивидуального артикулятора, характеристика артикуляторов	129
8.2. Конструкция артикулятора АИЧ-1, принцип настройки и работы	151
8.3. Методы регистрации движений нижней челюсти	159
8.4. Конструирование искусственных зубных рядов по индивидуальным окклюзионным кривым	161
8.5. Ориентиры, используемые при конструировании искусственных зубных рядов	164
Глава 9. Постановка зубов при конструировании протезов полного зубного ряда	167
9.1. Функциональные аспекты постановки искусственных зубов	167
9.2. Постановка зубов по Гизи	171
9.3. Постановка зубов по Васильеву	172
9.4. Постановка зубов по Герберу, Шредеру	179
9.4.1. Особенности формы искусственных зубов по Герберу —	180
9.4.2. Особенности постановки искусственных зубов по Герберу	186

Глава 10. Эстетические и фонетические аспекты протезирования. Моделирование наружной поверхности базиса	203
10.1. Эстетическая постановка зубов	203
10.2. Щечное пространство	207
10.3. Дополнительные рекомендации по индивидуальной постановке искусственных зубов	207
10.3.1. Пришлифовывание искусственных зубов. Изменение формы верхних передних зубов в зависимости от пола пациента	208
10.4. Индивидуальная постановка искусственных зубов на верхней челюсти	211
10.5. Постановка искусственных зубов на нижней челюсти	215
10.6. Моделирование края искусственной десны	216
10.7. Моделирование наружной поверхности базиса. Мышечная стабилизация протеза	219
10.8. Эстетические аспекты при постановке искусственных зубов	221
10.9. Изготовление прикусных валиков	225
10.10. Индивидуальная коррекция прикусного валика в полости рта	229
Глава 11. Проверка восковой конструкции протеза и постановки искусственных зубов. Ошибки при определении центрального соотношения челюстей	231
Глава 12. Виды жестких и эластичных базисных полимеров. Методы прессования, литьевого формования, заливки и полимеризации	234
12.1. Основные свойства базисных материалов и их влияние на качественные характеристики съемных протезов	234
12.2. Медико-биологические, физико-механические и технологические требования, предъявляемые к базисам съемных пластиночных протезов и базисным материалам	236
12.3. Виды базисных полимеров	239
12.3.1. Жесткие базисные полимеры	240
12.3.2. Эластичные базисные полимеры	241

12.3.3. Этапы создания эластичных базисных полимеров. . . .	244
12.3.4. Основные свойства базисных полимеров	247
12.4. Методы формования и полимеризации базисов зубных протезов	257
12.4.1. Традиционные методы формования базисов съемных протезов	257
12.4.2. Способы повышения качества пресс-форм	263
12.4.3. Полимеризация пластмассы	265
12.4.4. Недостатки традиционных методов формования и полимеризации базисных полимеров	269
12.5. Основные принципы и особенности литьевого формования базисных материалов	271
12.6. Пластмассы холодной полимеризации	275
12.6.1. Изготовление базисов протезов из пластмасс холодной полимеризации	275
Глава 13. Пришлифовывание искусственных зубных рядов в артикуляторе	277
Глава 14. Наложение и фиксация протезов. Тактика врача в период адаптации. Использование адгезивных препаратов с целью дополнительной фиксации и стабилизации протезов	283
14.1. Фиксация и стабилизация съемных пластиночных протезов	283
14.2. Адаптация и коррекция съемных пластиночных протезов	285
14.3. Применение адгезивных препаратов, способствующих фиксации протезов	287
Глава 15. Протезы с металлическими базисами	290
Глава 16. Протезы с двухслойными, комбинированными и армированными базисами. Технология изготовления	297
16.1. Технология изготовления двухслойных базисов протезов	297
16.2. Создание переходного слоя на границе мягкого и твердого слоев базиса	303

- 16.3. Особенности изготовления протезов с комбинированными базами 308
- 16.4. Технология изготовления протезов с армированными базами 309
- 16.5. Технологические приемы и методы упрочнения базисов протезов 311

Глава 17. Протезирование с использованием старых съемных пластиночных протезов в качестве основы 315

Глава 18. Непереносимость пластмассовых протезов. Этиология. Клиника. Лечение 319

- 18.1. Причины непереносимости зубных протезов из пластмасс 319
- 18.1.1. Механическая травма слизистой оболочки 320
- 18.1.2. Воздействие на слизистую оболочку полости рта микроорганизмов, содержащихся в налете на протезах 321
- 18.1.3. Аллергическое и токсико-химическое воздействие веществ, входящих в состав протезов 322
- 18.1.4. Термоизолирующее воздействие ППМА на ткани протезного ложа 323
- 18.1.5. Заболевания внутренних органов 324
- 18.1.6. Психогенные факторы 326
- 18.2. Клиническая картина непереносимости акриловых протезов 327
- 18.3. Диагностика непереносимости акриловых зубных протезов 331
- 18.4. Принципы лечения и профилактики явлений непереносимости акриловых зубных протезов 335

Глава 19. Дезинфекция основных и вспомогательных материалов на этапах изготовления съемных протезов 338

- 19.1. Понятие дезинфекции 338
- 19.2. Химические дезинфицирующие средства 338
- 19.3. Электрохимические дезинфицирующие средства 340
- 19.4. Физические дезинфицирующие средства 342

Глава 20. Ортопедическое лечение при полном отсутствии зубов с использованием дентальных имплантатов 345

Глава 21. Эффективность жевания у лиц, пользующихся полными съемными протезами 366

- 21.1. Способы определения эффективности жевания 366
- 21.2. Возможности использования электромиографии для определения затраченной мышечной энергии 369
- 21.3. Описание жевательной пробы А. Н. Ряховского 373
- 21.3.1. Методика проведения жевательной пробы 376
- 21.4. Изучение влияния окклюзионных параметров съемных протезов при полной адентии на жевательный эффект 380
- 21.4.1. Влияние высоты бугров искусственных зубов полных съемных протезов 380
- 21.4.2. Влияние типа окклюзии 381
- 21.4.3. Влияние положения искусственных зубов относительно межальвеолярных линий 383
- 21.4.4. Влияние уровня окклюзионной плоскости 384
- 21.4.5. Влияние переднезаднего наклона окклюзионной плоскости 384
- 21.4.6. Влияние площади окклюзионной поверхности 385
- 21.4.7. Влияние ретенции (фиксации) полных съемных протезов 386
- 21.5. Жевательный аппарат с позиций системного подхода 387