

Глава 3

МОРФОФУНКЦИОНАЛЬНАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА И ПАРОДОНТА. ОСОБЕННОСТИ ИХ СТРОЕНИЯ

Костные структуры зубо-челюстной системы построены таким образом, что жевательная нагрузка, необходимая для пережевывания пищи, вызывает напряжения и деформации во всех её структурах и уровнях, начиная от эмалевого колпачка до компактной и губчатой костной ткани черепа. Все структуры морфологически и функционально объединены между собой и действуют каждая на своем уровне как амортизаторы, воспринимающие и гасящие напряжения и деформации. При этом, их анатомическое строение различается.

Эмаль и дентин работают на сжатие, волокна пародонта — на растяжение, компактная костная ткань — вновь на сжатие, а губчатая — на растяжение и сжатие, полностью компенсируя нагрузку, возникающую в области контакта зубных рядов, так и в области прикрепления жевательных мышц.

3.1. Требования к конструкции зубов

Основными требованиями к конструкции зуба являются:

— механическая прочность собственно твердых тканей зуба;

— износостойкость рабочей поверхности;

— устойчивая система крепления тканей пародонта зубов и восприятия ими опорных реакций.

Не являясь частью скелета, зубы состоят из материала, по составу аналогичного костной ткани, что вполне естественно, поскольку другого материала, обеспечивающего необходимую прочность, природой для организма не предусмотрено.

Рассмотрим, какими средствами решаются поставленные задачи с точки зрения биомеханики.

Механическая прочность зуба обеспечивается за счет его оптимального набора материалов и конструкции, в которой имеется высокопрочный тонкий поверхностный слой, предохраняющий костную ткань от действия «сосредоточенной», точечной нагрузки, причем прочность эмали обеспечивается на ультра-, микро- и макроуровнях.

Костная ткань зуба — дентин — имеет более плотную структуру, чем костискелета. Дентин, покрытый слоем эмали, через дентинно-эмалевую границу воспринимает внешнюю нагрузку на зуб, образуя с эмалью на ультра- и микроуровнях композитную гетерогенную волокнистую

структуру, являющуюся демпфером при нагрузке на эмаль. При этом особенности строения дентина и эмали соответствуют их функциям.

Хотя дентин и эмаль являются гетерогенными белково-минеральными композиционными материалами, принципы их построения различны. В основе эмали — жесткий массивный каркас, хорошо противостоящий вертикальной нагрузке. Промежутки между кристаллами заполнены менее прочным гидратным и органическими веществами. Подобные системы обладают высокой прочностью, но не способны трансформироваться, расти, они ориентированы прежде всего на противостояние сжатию. По такой схеме изготавливают детали в технических устройствах. Дентин, как и кости скелета, состоит из пластичного каркаса, промежутки которого заполнены менее твердым веществом, что позволяет дентину расти, хотя изменения абсолютных размеров на порядок меньше, чем у костей скелета. Рост дентина ограничен эмалевым колпачком и цементом корня, поэтому он растет в сторону пульповой камеры. Дентин благодаря своему строению ориентирован частично как на растяжение, так и в большей степени на сжатие, т. е. передачу нагрузки от эмали на костную ткань.

Таким образом, зуб представляет собой многослойную систему, каждый из слоев которой имеет структуру, соответствующую действующим на него нагрузкам.

Структура дентина более аморфна по сравнению с костной тканью и не имеет столь ярко выраженного, как у костей, каркаса, ячейки которого заполнены фрагментами более хрупкого материала. Это обусловле-

но прежде всего отсутствием необходимости в «оперативном» изменении структуры под действием внешних нагрузок.

К недостаткам костной ткани как конструкционного материала следует отнести существенные различия прочностных характеристик при сжатии и растяжении. Это обусловлено композиционной структурой материала: при растяжении работает эластичный каркас, а заполняющее его ячейки хрупкое вещество по существу нагрузки не несет, при действии сжимающей нагрузки наполнитель (минерал) вместе с каркасом воспринимает усилие и эффективное поперечное сечение увеличивается.

В условиях вертикальной нагрузки зуб находится под действием сжимающих напряжений, а клиновидная форма его корня с закругленной вершиной обеспечивает равномерное распределение внутренних сил по всей поверхности корня и альвеолы и по высоте, и по поперечному сечению. В ситуациях, когда коронка и корень зуба подвергаются изгибу, материал в его продольном сечении также распределен оптимальным образом. В средней части корня зуба, где в случае изгиба внутренние силы минимальны, располагается пульпа, обеспечивающая питание дентина и компенсацию внутренних напряжений. Максимальные внутренние силы действуют в периферийной части ткани зуба, и его прочность, прежде всего на растяжение и эластичность, достаточны, чтобы обеспечить целостность зуба.

При подобных условиях работы важно, чтобы эластические волокна в дентине были расположены под углом 30–50° к вертикальной оси зуба. В этом же направлении

действуют главные (растягивающие или сжимающие) напряжения.

Износостойкость рабочей поверхности зуба и её прочность тесно связаны. При изучении под микроскопом с небольшим увеличением в эмали зуба достаточно хорошо видны полосы Гунтера—Шрегера, и только при увеличениях, обеспечиваемых электронным микроскопом, можно выявить волокнистую структуру эмали. Наиболее хорошо эти полосы видны в зоне контакта эмали с дентином. Наружная поверхность эмали представляет собой аморфную минеральную структуру одного цвета, в которой полосы Пунтера—Шрегера определяются ближе к эмалево-дентинной границе. Поверхностный плотный слой изолирует торцевые поверхности призм эмали и обеспечивает изоляцию их боковых поверхностей от внешнего воздействия активных жидкостей, имеющихся в полости рта. Однако L.M. Silverstone и соавт. (1991) отмечают, что, несмотря на высокую минерализацию поверхностного слоя эмали, в ней имеются поры, составляющие до 0,2% от всего объема. Это позволило им утверждать, что интактная эмаль относительно однородна.

По мере изнашивания поверхности эмали торцевые поверхности призм обнажаются и процесс ее разрушения интенсифицируется. Максимальная износостойкость поверхности эмали сохраняется до тех пор, пока продольные оси призм перпендикулярны рабочей поверхности зуба. Помимо абразивного изнашивания отмечается процесс скалывания призм, поскольку их механические характеристики неоднородны и отдельные призмы разрушаются

быстрее. При этом располагающиеся рядом призмы начинают скалываться.

При любой нагрузке в зубочелюстной системе включаются механизмы перераспределения и компенсации напряжений и деформаций от эмали зуба до губчатого вещества челюстей и черепа. Нагрузка передается от кристаллов эмали на призму, затем через дентинно-эмалевую границу на дентин, пародонт и костную ткань челюстей. На каждом уровне действует морфологический функционально ориентированный новый механизм компенсации напряжений, не позволяющий разрушиться всей системе. Такой набор минеральных и белковых компонентов в строении зуба и окружающих тканей не позволяет на границах между структурами возникать и накапливаться усталостным и паразитарным напряжениям, которые при определенных обстоятельствах могут привести к разрушению зубочелюстной системы.

Структурные элементы эмали зуба, его минеральные и белковые компоненты определяются на ультра-, микро- и макроуровнях в виде кристаллов-призм, сформированных по типу белково-минерального гетерогенного композитного материала и ориентированных на восприятие жевательной нагрузки. Аналогичная ориентация коллагеновых волокон (волокна Корфа) выявляется в основном веществе дентина зуба. По этим волокнам происходит максимальное гашение напряжений от эмали в твердых тканях зуба, работающих на сжатие.

Функциональная ориентация определяется в коллагеновых волокнах пародонта, которые работают на

растяжение с учетом вертикальной оси зуба и направляются от альвеолы зуба под углом к корню зуба. С помощью периодонтального связочного аппарата корень зуба и внутренняя кортикальная пластинка альвеолы челюстей максимально защищены от вертикальной и горизонтальных перегрузок. Механорецепторы в тканях пародонта позволяют дозировать нагрузку, создаваемую жевательными мышцами.

Макроскопическое строение зубов крайне разнообразно и определяется их функцией, сформировавшейся в процессе развития. Так, в группе однокорневых зубов коронка резца имеет выраженную долотообразную форму и ориентирована на откусывание и разрезание пищи. Премоляры имеют большой корень и коронку и приспособлены для дробления пищи. Моляры имеют два корня и более и не менее четырех бугорков на коронке, служащих для растирания и пережевывания пищи. Жевательная нагрузка и прием разнообразной пищи вызвали подобную дифференциацию зубов. Как показали проведенные нами исследования, площадь поверхности корня соответствует величине нагрузки, которая регулируется механорецепторами пародонта.

3.2. Макро- и микроскопическое строение резцов и клыков

Знание формы и размеров корней и коронок зубов имеет значение как при восстановлении дефектов коронковой части зубов пломбировочным материалом, так и при конструировании различных протезов, так как чаще всего приходится использовать такие конструкции, в которых опо-

рой для пломбировочного материала и протеза является корень зуба. Это послужило основанием для описания каждого зуба в зубо-челюстной системе.

Независимо от места расположения в зубном ряду каждый зуб имеет коронку, находящуюся в полости рта, и корень, располагающийся в теле челюсти. Шейка зуба является границей между коронкой и корнем зуба. Макро- и микроскопическое строение зубов определяется функцией, сформированной в процессе онто- и филогенеза (рис. 3.1).

Резцы имеют режущую кромку, клыки — рвущий бугор или жевательную верхушку, боковые зубы — жевательную поверхность, представленную двумя и более буграми. Твердые ткани зуба содержат пульповую камеру, которая повторяет коронко-

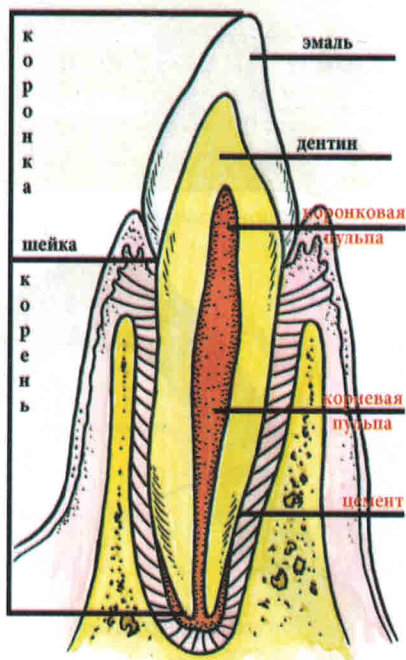


Рис. 3.1. Строение зуба

вую и корневую часть зуба. В камере находится сосудисто-нервный пучок, входящий в корень через апикальное отверстие. Для обозначения анатомических поверхностей зубов верхней и нижней челюсти используют анатомическую терминологию (рис. 3.2). Вестибулярная (или лицевая) поверхности направлены к преддверию полости рта; щёчные — к щеке, оральная — в полость рта, различают язычную для нижней и нёбную поверхности для зубов верхней челюсти. Дистальная

обращена от средней линии, мезиальная — к средней линии. Окклюзионная поверхность находится на жевательной поверхности премоляров и моляров, режущая — в группе резцов, пришеечная — в области шейки зубов. Поверхности между зубами носят название апроксимальных. Наибольший периметр зуба, относительно вертикальной оси, носит название анатомического экватора, который разделяет коронку зуба на две поверхности. Одна находится ближе к окклюзионной поверхно-

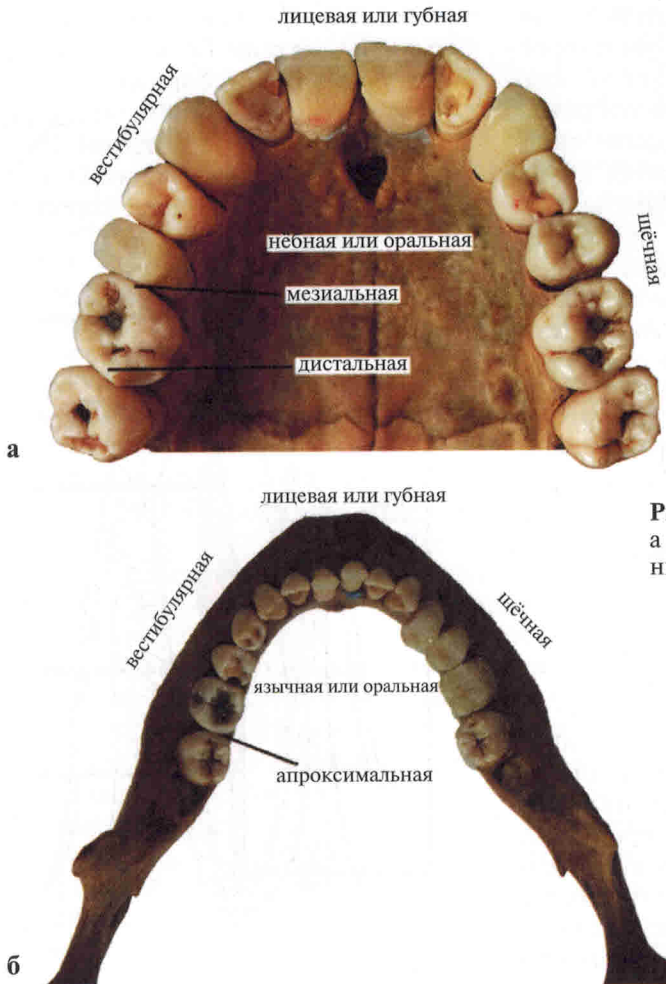


Рис. 3.2. Поверхности зуба: а — верхняя челюсть. б — нижняя челюсть

сти или режущему краю, вторая — к шейке зуба (рис. 3.3). Корни однокорневых зубов в мезио-дистальном направлении овальной формы, что лучше компенсирует жевательную нагрузку.

В группу однокорневых зубов входят резцы, клыки и часть премоляров. Резцы наибольшим признаком группы резцов и клыков является отклонение их корней в дистальную сторону (признак корня). Медиальная поверхность коронок зубов имеет большую степень кривизны коронок (признак кривизны). Угол с медиально-апроксимальной поверхности поверхности коронок резцов более острый, чем с дистальной (признак кривизны коронки) (рис. 3.4). Резцы имеют хорошо выраженный режущий край и приспособлены для откусывания (отрезания) пищи благодаря долотообразной форме и движениям при смыкании, подобным движениям ножниц. Основную массу резца составляет дентин, коронковая часть которого покрыта эмалью в виде колпачка, а корень закрыт корневым цементом. Наиболее крупными являются центральные резцы верхней челюсти (общая длина 24–25 мм), размеры корня у них составляют 14,5–15 мм. Корень зуба в сечении чаще имеет овальную форму, чем круглую (рис. 3.5).

Боковые резцы верхней челюсти по форме соответствуют центральным резцам, однако отличаются меньшими размерами (в среднем до 22–23 мм). Корневая часть зуба конусовидной формы длиной до 13 мм. В сечении корень также имеет округлую или овальную форму, сплюснутую в трансверсальном направлении.

Центральные резцы нижней челюсти имеют узкую коронку в форме долота высотой до 10 мм. Корень в сечении овальной формы, вертикальный размер его 12–13 мм. Боковые резцы по форме соответствуют центральным резцам, отличаясь от них только меньшим размером. Длина их корневой части 13–14 мм, коронки до 10 мм. В трансверсальном направлении овальный конусовидный корень несколько сплюснут, коронковая часть зуба на 1,5–3 мм шире, чем центральный резец нижней челюсти в поперечном направлении.



Рис. 3.3. Поверхности коронки зуба

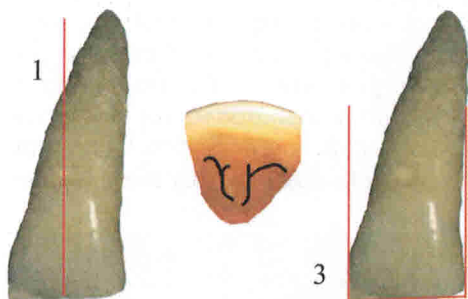


Рис. 3.4. Признаки групповой принадлежности зуба: 1 — признак корня, 2 — признак кривизны коронки зуба, 3 — признак угла

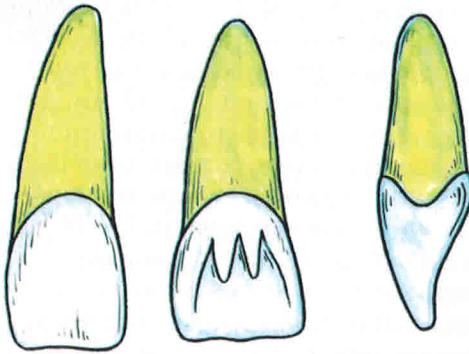


Рис. 3.5. Центральный резец верхней челюсти

Клыки как верхней, так и нижней челюсти имеют более длинный корень, несколько изогнутый на конце в дистальную сторону (рис. 3.6). Клыки значительно усиливают функцию резцов. Они, как правило, наиболее устойчивые из группы однокорневых зубов. Как показывает наш клинический опыт, при заболеваниях тканей пародонта клыки удаляют одними из последних. На коронковой части клыков имеется выраженный рвущий бугор, который делит вестибулярную поверхность клыка на две части — фасетки — мезиальную и латеральную. Мезиальная поверхность направлена в сторону резцов, латеральная — в сторону премоляров и моляров, что необходимо учитывать при восстановлении дефектов коронковой части зубов или при постановке искусственных зубов.



Рис. 3.7. Продольный шлиф резца

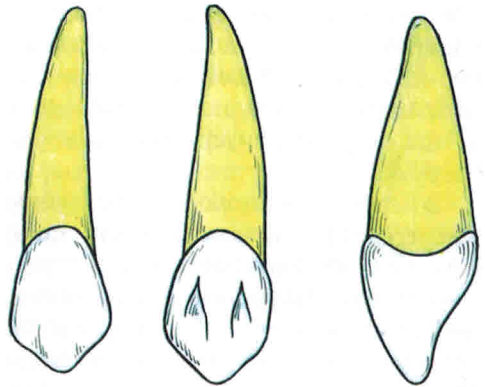


Рис. 3.6 — Клык верхней челюсти

Длина клыков верхней челюсти до 28–30 мм, размер корня достигает до 18 мм. Конусообразный корень имеет овальную форму, несколько сплюснутую в мезиодистальном направлении.

Клыки нижней челюсти меньше, чем клыки верхней челюсти, но соответствуют им по форме. Длина зуба доходит до 26 мм, коронковой части — до 14 мм. Сечение корня овальное, сплюснутое.

На продольном шлифе резца в отраженном свете определяется однородный дентин корня и коронковой части зуба (рис. 3.7), состоящий из обызвествленной соединительной ткани. Корень зуба покрыт тонким слоем цемента. Внутри зуба находится пульпарная полость, переходящая в корневой канал. В области вершины корня зуба определяется измененный в цвете дентин. Эмаль зуба четко отделяется от дентина дентинно-эмалевой границей, имеющей фестончатую форму. При этом выпуклости эмали повторяют углубления дентина и наоборот, тем самым увеличивается сцепление эмали и дентина. При большом увеличении

в эмали зуба хорошо видны равномерно чередующиеся темные и светлые полосы минерального компонента эмали — так называемые линии Гунтера—Шрегера (см. рис. 3.7), в основе которых лежат эмалевые призмы, ориентированные перпендикулярно дентинно-эмалевой границе. Затем на незначительном расстоянии от границы они S-образно изгибаются и отходят под углом 20–45° к анатомической оси зуба. Изгиб призм обеспечивает их подход к поверхности эмали практически под прямым углом.

В области шейки зуба, где толщина эмали составляет 0,1 мм линии Гунтера—Шрегера практически не

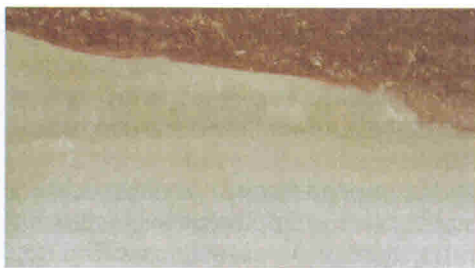


Рис. 3.8. Продольный шлиф пришеечной части резца



Рис. 3.9. Продольный шлиф в области экватора резца

определяются и эмаль представлена однородной гомогенной структурой (рис. 3.8). Ближе к экватору зуба четко выявляются линии Гунтера—Шрегера с последующим S-образным изгибом их под углом до 20° к длинной оси зуба (рис. 3.9). Толщина эмали достигает до 0,5–0,8 мм. Ближе к наружной поверхности экватора зуба полосы сливаются, образуя гомогенную однородную минеральную структуру. У режущей поверхности резца выявляется еще больший наклон эмалевых призм в виде линий Гунтера—Шрегера, S-образно изогнутых под углом до 40°, переходящих в гомогенную стеклоподобную однородную минеральную массу толщиной до 0,1 мм (рис. 3.10).

Мы полагаем, что темные и светлые полосы эмали состоят из тканей, имеющих различный минеральный состав, которые различаются по физико-механическим свойствам, что позволяет в процессе пережевывания пищи активно перераспределять и компенсировать напряжения,

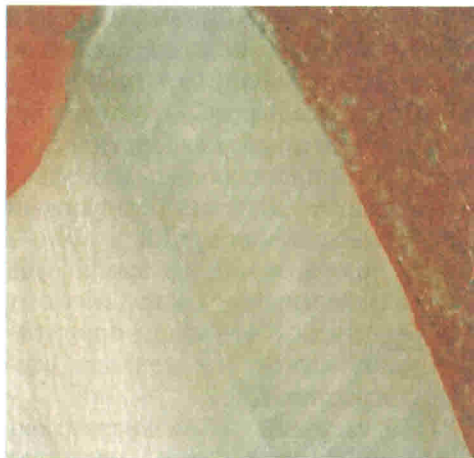


Рис. 3.10. Продольный шлиф в области режущей части резца

ГЛАВА 15

БИОМЕХАНИКА СОЕДИНЕНИЯ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА С ПЛОМБИРОВОЧНЫМИ МАТЕРИАЛАМИ

При функционировании зубы подвергаются вертикальным, горизонтальным и сагиттальным нагрузкам, сдвигам, напряжениям и деформациям. Это приводит к появлению различного рода напряжений и деформаций не только в твердых тканях зуба, пародонта, но и в костных структурах челюстей. Действие сил и реакции твердых тканей зубов и костных структур как в норме, так и при восстановлении их пломбировочными материалами на ультра-, микро- и макроуровнях в биологических системах изучает биомеханика.

Интактная эмаль при контакте зубов во время пережевывания пищи передает нагрузки на дентин в виде возникающей компрессии. Концентрированная внешняя нагрузка максимально фиксируется в месте контакта, а затем перераспределяется по дентину коронковой и корневой частей зуба на ткани пародонта и костные структуры челюстей в виде обратнопропорциональной зависимости. Кристаллическое строение эмали устроено таким образом, что отдельно взятый кристалл оптимально воспринимает напряжения только вдоль своей вертикальной оси, а равнодействующая их осей в призмах ориентирована на нагруз-

ку, совпадающую с вертикальным направлением зубов. Кристаллы, контактируя между собой боковыми и торцевыми поверхностями, на которые действуют межкристаллические боковые сжимающие силы, не позволяют растрескиваться эмали. При локальных избыточных нагрузках эмаль способна деформироваться в пределах 0,003–0,005 %, передавая нагрузку и деформацию на дентин, который полностью компенсирует наружное давление. Разрушающие напряжения для эмали нами определены от 1200 до 1500 МПа, в то время как оптимальные напряжения при пережевывании пищи находятся в пределах от 10 до 50 МПа. Для длительного сохранения твердых тканей зубов природа запрограммировала их работу в пределах не менее чем в 30–50 раз меньше разрушающих напряжений.

Восстановленный пломбировочным материалом зуб передает напряжения от пломбы на дентин не так как это происходит в интактных зубах. Действие реставрации, имеющей иные физические и деформационные свойства, линейные и объемные коэффициенты усадки, чем эмаль и дентин, вызывают избыточные напряжения, сжатие, сдвиг или дефор-

мацию пломбировочного материала на границе с эмалью и дентином зуба с последующим переносом нагрузки на подлежащий слой дентина, что может привести к разрушению твердых тканей зуба. Поэтому клинически оправдано планировать такую реставрацию зуба, которая будет передавать жевательную нагрузку от пломбировочного материала в большей мере на большую часть здорового дентина, чем на оставшуюся часть эмали.

Приложение повышенной жевательной нагрузки на реставрацию и окружающие её твердые ткани зуба вызывает в последующем сдвиговые напряжения и деформации, ведущие, по мере их накопления к паразитарным напряжениям, приводящих к разрушению пломбировочного материала или твердых тканей зуба. Долговечность пользования установленной реставрацией определяются:

- оптимальным соотношением модулей упругости пломбировочного материала и тканей зуба;
- адекватной плотностью, твердостью и эластичностью пломбировочного материала (не при разрушающих напряжениях, а в рабочей зоне при совместной работе твердых тканей зуба и реставраций);
- объемом, толщиной и местом оставшихся плотных структур твердых тканей зуба, а также расположением дефекта твердых тканей.

При тонких стенках эмали и малом количестве подлежащего дентина большой объем реставрации практически всегда вызовет отлом эмали (рис. 15.1).

При реставрации зубов различными пломбировочными материалами, значительное внимание

уделяется адгезии применяемых материалов к тканям зуба или применению различных адгезивов, которые в силу своей природы, соединяя зуб с пломбировочным материалом, в значительной мере уменьшают усталостные напряжения, возникающие между пломбировочным материалом и твердыми тканями зуба, способствуя более продолжительной службе реставрации. Большинство применяемых пломбировочных материалов образуют адгезивные соединения, которые являются результатом взаимодействия тонкого слоя промежуточного материала (адгезива) с двумя соединяемыми поверхностями; кислотно протравленной стенкой полости твердых тканей зуба и композитом пломбировочного материала.

Адгезия может быть физическая, когда соприкасаемые поверхности



Рис. 15.1. Отлом эмали в результате значительного объема реставрации и отсутствия фальца

пломбировочного материала и твердых тканей зуба соединяются за счет слабого электростатического взаимодействия или Ван-дер-Ваальсовых связей.

Химическая адгезия возможна в случаях образования первичных межмолекулярных связей между полимером и тканями зуба.

Механическая адгезия является основным видом соединения и возникает при наличии на контактируемых поверхностях микронеровностей и выступов сформированной полости, способствуя более прочному соединению пломбировочного материала и твердых тканей зуба. Механическая адгезия создается с помощью определенного наклона стенок полости при её препарировании и формировании полости с грубой шероховатой поверхностью. В процессе препарирования зуба на стенках полости образуется смазанный слой толщиной до 3 мкм, состоящий из обломков кристаллов гидроксиапатита, измененного коллагена, образующегося за счет повышения температуры в процессе препарирования зуба. При последующем кислотном травлении за счет растворения этого слоя образуются микроскопические выступы, усиливающие механическую адгезию тканей зуба с пломбировочным материалом.

Плотный контакт и последующее сцепление композита с твердыми тканями зубов возможно при четырех возможных механизмах (Söderholm K.-JM 1991):

- механическое сцепление возникает за счет пропитывания мелкодисперсным композитом лакун, возникающих после кислотного протравливания в твердых тканях зуба с формированием тяжей;

- диффузное соединение может быть химической или механической природы и происходить за счет сцепления мономеров композита с твердыми тканями зуба на уровне кристаллов гидроксиапатита;

- адсорбционное соединение возникает за счет химического соединения материала реставрации с кристаллами гидроксиапатита или коллагеном твердых тканей зуба;

- соединение за счет сочетания перечисленных механизмов.

Проведенный анализ материалов показал, что дентин более прочен, чем дентин-связывающий адгезив. Композит, в свою очередь более прочен, чем адгезив. Если между пломбировочным материалом и тканями зуба будет очень тонкий слой адгезива (до 1–3 мкм), то в силу большой разницы механических свойств пломбировочного материала с тканями зуба и плотного их контакта на их границах при функционировании зубов будут скапливаться усталостные напряжения и деформации, которые в последующем определяют линию микроперелома по адгезиву, либо по одному из материалов, определяемых микронеровностями. Если дентин-связывающий адгезив химически связывается с композитом, образуя прочную связь, то в этом случае возникает прочное соединение двух контактируемых поверхностей. При этом адгезив должен быть по своим свойствам более эластичный, чем композит, что позволит ему выполнять рессорные свойства между материалами с высокими механическими характеристиками дентина и эмали относительно композита, при этом препятствуя скапливанию на границах контакта усталостных напряжений и деформаций. Возмо-

жен и другой вариант: увеличение толщины бондинга на поверхности сформированной полости позволит адгезиву выполнять большие рессорные свойства (как прокладка между пломбой и твердыми тканями зуба), препятствуя скапливанию усталостных напряжений. Стюрдвант С. (Studevant С., 2006), приводит данные о силах адгезии между амальгамой и тканями зуба (от 2 до 4 МПа). Применение современных адгезивных композитных пломбировочных материалов увеличивает силы адгезии с дентином до 25–40 МПа (Robert G. Craig, 1979, Sinval Adalberto Rodrigues Junior, Cesar Henrique Zanchi, Rodrigo Varella de Carvalho, Flávio Fernando Demarco, 2006). Одновременное использование современных адгезивных систем с хорошей механической адгезией и ретенцией препарированных полостей зубов, значительно повышает прочность соединения композита с тканями зуба и способствует более длительному функционированию пломбировочного материала.

Механические свойства пломбировочных материалов определяют их реакцию на нагрузку. Чем выше механические свойства композита, тем меньше он деформируется. Пломбировочный материал, находящийся в сформированной полости, подвергается трехмерной нагрузке: вертикальной (сжатие зубов), горизонтальной и сагиттальной (при движениях зубов). Ведущей из них является вертикальная нагрузка, совпадающая с осью зуба (рис. 15.2, а), анализируя которую можно использовать такие понятия как сжатие, растяжение и сдвиг. Их сочетание может вызвать скручивающую или сгибающую нагрузку. В результате действия нагрузки в точке её при-

ложения формируются напряжения, приводящие к изменению внутренних сил, молекулярной структуры пломбировочного материала и тканей зуба в виде их сжатия. Постоянные и многократно действующие напряжения вызывают сжатие, превышающее силы сцепления пломбировочного материала вначале на молекулярном уровне, затем по мере их накопления возможно растяжение и сдвиг пломбировочного материала (см. рис. 15.1) относительно соприкасаемой поверхности твердых тканей зуба. В основе этого процесса лежит передача нагрузки от пищевого комка или повышенного контакта межбугорковой поверхности противоположных зубов на пломбировочный материал в котором возникают избыточные напряжения передающиеся через адгезив на твердые ткани зуба (рис. 15.2, б). Если структура и свойства пломбировочного материала и ткани зуба близки друг к другу, то в этих случаях на их границах не возникает остаточных деформаций или паразитарных напряжений, приводящих по мере их накопления к разрушению всей конструкции.

Проведенный нами анализ литературы, морфологического строения и физических свойств эмали и дентина показал, что процесс разрушения твердых тканей зубов на границе с пломбировочным материалом начинается на молекулярном уровне при котором активно действующим разрушающим началом являются избыточные напряжения на их границах, возникающих при пережевывании пищи. Если на границе между эмалью и дентином процесс передачи напряжений природой в течение филогенеза полностью отрегулирован, то на границе твердых тканей

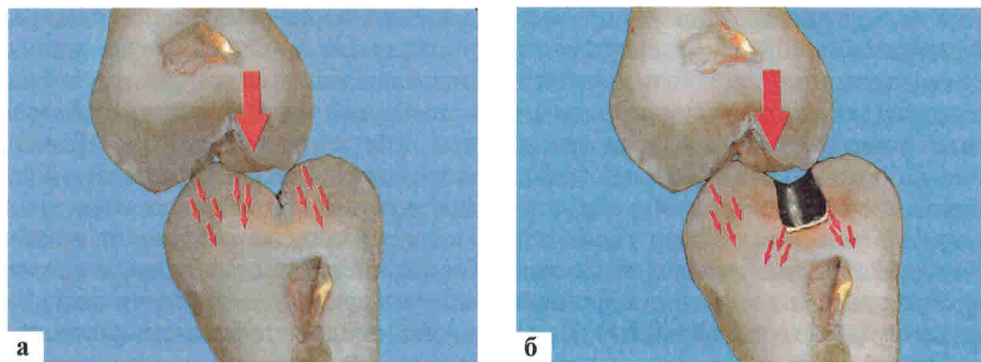


Рис. 15.2. Распределение нагрузки в intactных зубах (а), при его реставрации пломбирочным материалом (б)

с пломбирочными материалами определяется механическое противоречие за счет разности их физического состояния и свойств, что выражается в появлении и накоплении усталостных напряжений. Постоянно действующие усталостные напряжения формируют узлы или концентраторы паразитарных напряжений, которые на молекулярном уровне приводят к разрушению межмолекулярных связей между твердыми тканями зуба и реставрацией. Они же приводят к ослаблению адгезивного соединения между тканями зуба и бондингом. Нарушение межмолекулярных связей в дальнейшем запускает лавинообразный процесс микроразрушения твердых тканей зуба и пломбирочного материала, который выражается в появлении микро- и макротрещин в местах адгезивного соединения пломбирочного материала с тканями зуба с последующей деградацией гибридной зоны. При этом происходит разрушение, в первую очередь, адгезивного слоя, а затем самих твердых тканей зуба и пломбирочного материала.

Наиболее слабым звеном в цепочке соединения твердых тканей

зуба с пломбирочным материалом является адгезивное соединение или гибридная зона, в задачу которой входит создание плотного физического контакта (вплоть до молекулярного уровня) в сформированной полости реставрацией, имеющей иные физические свойства, чем ткани зуба. Адгезив соединяет и компенсирует различного рода напряжения от твердых тканей зуба и пломбирочного материала.

Проведенное исследование позволило определить факторы, влияющие на разрушение системы «пломба-зуб» твердых тканей зуба с пломбирочным материалом. Ведущим из них является деградация и последующее разрушение гибридной зоны адгезивного слоя. Деградация адгезивного слоя возникает в результате:

- полимеризационного стресса при котором, во время полимеризации, происходит усадка композита от 0,3 до 5% с отрывом его от твердых тканей зуба и образованием микропромежутка на границе контакта с бондингом или отрыв адгезива от твердых тканей зуба;

- нарушения химических связей в полимерной матрице в результате старения материалов как в адгезиве, так и в реставрации;

- применения материалов, отличающихся по физическим свойствам от твердых тканей зуба. Разрушающие напряжения в эмали составляют 1200–1500 МПа, в дентине — 200 МПа (Загорский В.А., 2011), в композите — от 30 до 500 МПа (Ричард Ван Нурт, 2002). Значительная разница в механических свойствах твердых тканей зуба и композитов приводит на их границах к появлению и скапливанию усталостных напряжений с последующим разрушением гибридной зоны адгезивного соединения или пломбирочного материала.

Для уменьшения полимеризационного стресса при средних и глубоких поражениях зуба как вариант является применение фотополимеризаторов с мягким стартом, или химических двухкомпонентных композитов, или стеклоиономерных цемента в пределах дентина с подлежащей основой интактных тканей не менее 2,0 мм.

Качество и продолжительность соединения во многом определяется глубиной, формой и разрушением твердых тканей зуба, что позволяет применить определенные приемы препарирования (метод Набаяши) и последующего пломбирования в области дентина стеклоиономерным цементом, а в области эмали — светоотверждаемым композитом. Качество пломбирования в первую очередь определяется локализацией места разрушения. Морфологическое исследование показало, что в пришеечной части зуба определяется плотный тонкий гомогенный

слой эмали без выраженных разноминерализованных слоев Пюнтера-Шрегера. Анализ микротвердости твердых тканей зуба показал, что твердость дентина в поперечном направлении в среднем больше на 15–20 %, чем в продольном, а твердость эмали в поперечном направлении до 50 % больше, чем в продольном, что определяется условиями функционирования твердых тканей зубов.

Исследование плотности дентина методом микрорентгенографии в области шейки зуба по сравнению с экватором показало, что в области шейки зуба значения плотности дентина на 30–35 % больше, чем в области экватора. Аналогичная картина определяется при исследовании плотности эмали в пришеечной части зуба и плотности в области его экватора.

Проведенные исследования показали, что плотность, твердость и морфологическое строение твердых тканей зуба в области шейки и экватора достоверно различаются в зависимости от метода исследования, что обусловлено различной функциональной ориентацией минерального состава эмали. При этом белковый каркас тканей зуба работает на растяжение, а минеральный компонент — на сжатие. В области экватора и бугорков зуба эмаль и дентин устроены таким образом, что они могут работать в основном на сжатие, в области шейки зуба определяется натяжение эмали и дентина, что необходимо для компенсации сил, возникающих при боковых движениях, что позволяет предохранять их от сил разрушения как в продольном, так и поперечном направлении. С течением времени уменьшается минерализация твердых тканей зуба и при их стирании

меняется направление нагрузок на боковых поверхностях зубов, которые значительно больше в области шейки зуба. Это приводит к быстрой усталости материалов, образующих ткани зуба, микро- и макроразрушениям в виде появления мелких трещин эмали в области шейки, переходящих со временем в клиновидные дефекты.

Мы полагаем, что возрастное изменение минерального состава и изменение окклюзионных взаимоотношений, приводящих к стиранию опорных бугорков зубов, увеличивает усталость материалов и появление больших напряжений в пришеечной части зубов, что в конечном итоге проявляется в виде образования мелких трещин, а затем и клиновидных дефектов. Возможно применение менее прочных композитов, способных компенсировать избыточные напряжения, возникающие в области шейки зуба. *Так, в области пришеечной части (класс V) следует применять наиболее эластичные композиты, так как в этой части эмаль наиболее плотная. На окклюзионной поверхности возможно применение более прочных композитов.*

Жевательная нагрузка на реставрацию, а через неё на твердые ткани зуба, приводит к появлению как в пломбировочном материале, так и в тканях зуба, напряжений и деформаций. Напряжения можно рассматривать как действие внутренних сил в пломбировочном материале, адгезивном соединении и твердых тканях зуба без изменения объема контактирующих материалов. При этом напряжения могут быть результатом сжатия, сдвига и растяжения. После снятия напряжений, которые возникают при нагрузке на

пломбировочный материал, пломба может сохранять новую форму, подобное состояние носит название пластической деформации. Постоянно действующие напряжения, возникающие при контактах зубов, которые, постепенно накапливаясь, превышают предел эластичности, упругости и жесткости материалов, восстанавливающих твердые ткани зуба, что приводит, в конечном итоге, к разрушению конструкции.

Разрушение может возникнуть в результате неадекватных, как кратковременных, так и постоянно действующих напряжений и деформаций контактирующих зубов, которые приводят к усталостному или абразивному виду износа, либо образуются напряжения в результате фрикционного трения между зубом и пломбировочным материалом. Повторно действующие жевательные нагрузки на зубы вызывают циклические напряжения, которые формируют концентраторы напряжений, приводящие со временем к появлению и росту усталостных трещин. Эти трещины возникают в глубине, на границе раздела «пломба-зуб», которые, сливаясь, выходят на поверхность зуба, в виде трещины, нарушая краевое прилегание.

Интактная эмаль зуба передаёт возникающие жевательные нагрузки на дентин в виде его компрессии под различными углами, которые распределяются по всей внутренней амортизирующей системе дентина с небольшой (в пределах 0,05%) микродеформацией. Восстановленный же зуб передаёт напряжения от пломбировочного материала на оставшиеся твердые ткани зуба не так как интактный зуб. Жевательная нагрузка вызывает на границе «пломба-зуб»

сжатие, сдвиг или натяжение, которые определяются формой и глубиной отпрепарированной полости зуба, а также объемом пломбировочного материала.

После нарушения эмалевого покрытия прочность зуба значительно уменьшается (см. рис. 15.2), поэтому большинство реставраций имеют такую форму, при которой нагрузка в большой степени воспринимается здоровым оставшимся дентином, чем эмалью. В оставшемся здоровом дентине под реставрацией напряжения распределяются как в интактном зубе.

Процесс оптимальной передачи напряжений от реставрации на дентин осуществляется при его толщине не менее 1,0–2,0 мм. При меньшей толщине следует использовать изолирующую прокладку из стеклоиономерного цемента, которая необходима для тепловой и механической защиты пульпы.

Структуры зуба не состоят из жестких элементов. При оптимальных жевательных нагрузках они подвергаются напряжениям и деформациям (Roth Well P.S., Frame J.W., Shimmin C.V., 1977). В то же время нагрузка на отдельный зуб определяется количеством имеющихся зубов, типом окклюзионных взаимоотношений и привычных окклюзионных контактов. Учитывая то, что твердые ткани зуба являются белково-минеральными композитными асимметрично расположенными структурами, количество и качество напряжений с возрастом определяет усталость тканей и появление в эмали микротрещин, особенно в пришеечной её части (рис. 15.3, а, б). В области соединения эмали и цемента, эмаль зуба, находящаяся в области

шейки, наиболее тонкая, плотная и прочная. Это объясняется ориентированием минерального каркаса эмали (рис. 15.4), а при избыточных нагрузках, как вертикальных, так и трансверзальных, появлением мелких трещин эмали на области шейки зуба.

При трансверзальных или латеральных смещениях зубов во время контакта «бугор-бугор» наибольшие напряжения и деформации определяются на вестибулярной пришеечной поверхности эмали (рис. 15.5). Эти напряжения являются определяющими факторами (рис. 15.6) при поражении зуба, ослабляющими тонкую пришеечную эмаль при поражениях по классу V или клиновидных дефектах, что, в конечном итоге, определяет увеличение количества и рост клиновидных дефектов.

Восприятие и передача напряжений в твердых тканях зуба и пломбировочных материалах определяется эластичностью контактирующих материалов, соотношением их модулей упругости, несоответствия термических, линейных и объемных коэффициентов расширения и усадки материалов реставрации, а также объемом оставшихся и восстанавливаемых структур. При проведении реставрации в твердых тканях зуба образуются различные поверхности соприкосновения оставшихся твердых тканей зуба с пломбировочным материалом. Контакт между пломбировочным материалом через бондинговую систему с твердыми тканями зуба представляет собой достаточно крепкую микро-механическую связь. Отсутствие адгезива между реставрацией и сформированной полостью позволяет говорить о слабой и неустойчивой их связи. Большое

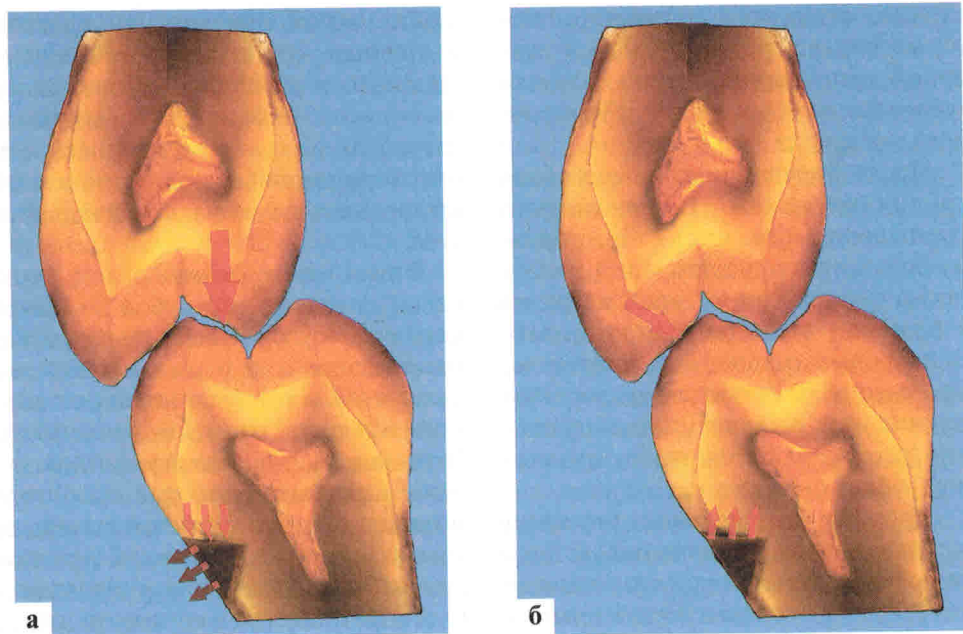
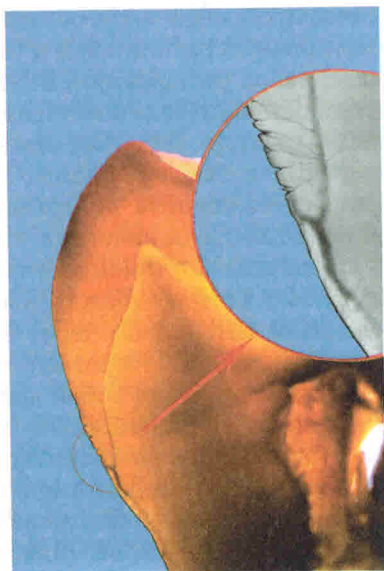


Рис. 15.3. Вертикально действующая нагрузка вызывает компрессию дентина и накопление усталостных напряжений между реставрацией и тканями зуба на границе эмали с цементом (а), при действии эксцентрической силы определяется область натяжения в месте соединения реставрации с тканями зуба в области эмалево-цементного соединения, которые приводят к накоплению усталостных напряжений (б). Стрелки указывают направление нагрузки и направления натяжения тканей



влияние на качество микромеханической связи оказывает шероховатость поверхности препарированного зуба. Для этих целей в эмалевой части препарированного зуба следует проводить небольшие насечки колесовидным бором, увеличивающие боковую поверхность контакта полости с пломбирочным материалом, которые в последующем значительно увеличиваются за счёт глубокого кислотного протравливания зуба, как

Рис. 15.4. Тонкая и плотная эмаль в области эмалево-цементного соединения наиболее подвержена появлению микротрещин в результате неадекватной нагрузки. В дальнейшем возможно формирование клиновидного дефекта



Рис. 15.5. В процессе возрастного старения клыков (рвущего бугра) формируется большое латеральное смещение зубов во время пережевывания пищи, что вызывает избыточные напряжения тканей в области эмаливо-цементного соединения, приводящие к разрушению тканей в этой области

результат — происходит увеличение микроповерхности соприкосновения оставшихся твердых тканей зуба с пломбировочным материалом, если дно сформированной полости неровное, его рекомендуют выровнять с помощью текучего композита.

Препарируя эмаль параллельно вертикальной оси, совпадающей с направлением призм, можно добиться минимального удаления здоровых тканей зуба. При этом методе возможно обеспечить оптимальный угол наклона (до 90°) стенки полости к её дну. Острые углы в области перехода дна полости в стенку всегда будут являться концентраторами напряжений и при небольшой толщине дентина всегда будут приводить к отколу стенок препарируемого зуба (рис. 15.7).

При полостях по классу I в процессе формирования полости всегда

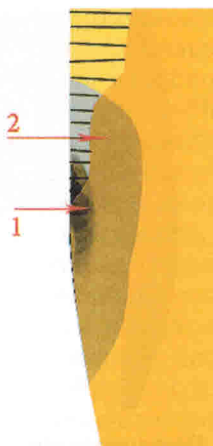


Рис. 15.6. Чем больше латеральный (трансверзальный) сдвиг зубов при жевательной нагрузке, тем больше разрушения в области соединения эмали, цемента и дентина в пришеечной части зуба (2), в свою очередь, чем меньше нагрузка — тем меньше разрушения (1). Стрелки указывают место разрушения

следует оставить не менее 1,0–2,0 мм здорового плотного дентина. Дно полости должно иметь мягкие переходы на стенки, так как в местах острого соединения «дно-стенка» образуются концентраторы напряжений, приводящие к накоплению усталостных и разрушающих напряжений (рис. 15.8, а), ведущих к отлому стенки зуба (рис. 15.8, б) в пришеечной части. При этом возникают как сжимающие напряжения между дном полости и пломбировочным материалом, так и сдвиговые между стенкой полости и пломбировочным материалом. Препарирование следует проводить с мягким переходом (рис. 15.8, в) эмали в дентин, что вызывает меньшие напряжения в местах их контакта с пломбировочным материалом.

При полостях по классу II на аппроксимальных поверхностях отпре-

ГЛАВА 19

ПРИНЦИПЫ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ДЕФЕКТОВ ЗУБОВ И ЗУБНЫХ РЯДОВ ОРТОПЕДИЧЕСКИМИ КОНСТРУКЦИЯМИ

Одна из основных причин, не позволяющих пациенту полностью адаптироваться к зубным протезам, — окклюзионные и артикуляционные нарушения, которые могут быть у него до протезирования либо сформироваться в результате пользования неправильно изготовленным протезом или протезами. Измененные окклюзионные контакты являются основным этиологическим фактором возникновения и развития дисфункции височно-нижнечелюстного сустава, первичной и вторичной окклюзионной травмы пародонта с последующей потерей зубов. При выявлении патологических контактов необходимо осуществить восстановление стабильности жевательной системы в несколько этапов:

— первый этап — **стабилизация окклюзии** и формирование двустороннего максимального межбугоркового положения зубных рядов, необходимого для оптимального завершения цикла жевания, что способствует нормализации координации нейромышечной активности и равномерному распределению нагрузки на зубные ряды. В межбугорковом положении препятствующие контакты сошлифовывают в пределах поля окклюзии или пограничных движений нижней челюсти (рис. 19.1);

— второй этап — **анализ функциональной нагрузки** и ее перераспределение, способствующее улучшению состояния тканей пародонта сохранившихся зубов за счет их пришлифовывания или устранения дефектов зубных рядов с последующей балансировкой искусственных и оставшихся естественных зубов. Для создания такой функциональной нагрузки необходимо сформировать достаточно большое количество сбалансированных фиссурно-бугорковых и бугорково-фиссурных контактов с оптимальными направляющими без образования препятствий на рабочей и балансирующей сторонах (рис. 19.2);

— третий этап — **оптимизация беспрепятственных перемещений нижней челюсти** во всех направлениях в пределах поля окклюзии. В идеальном варианте предполагается сформировать направляющие скаты передних и боковых зубов совместными (конгруэнтными) и устранить препятствия как на рабочей, так и балансирующей сторонах. При определении и формировании передней, боковой и клыковой направляющих плоскостей бугорков зубов на противоположной стороне челюсти разобщение должно быть минимальным, т.е. необходимо стремиться к формированию балансной окклюзии

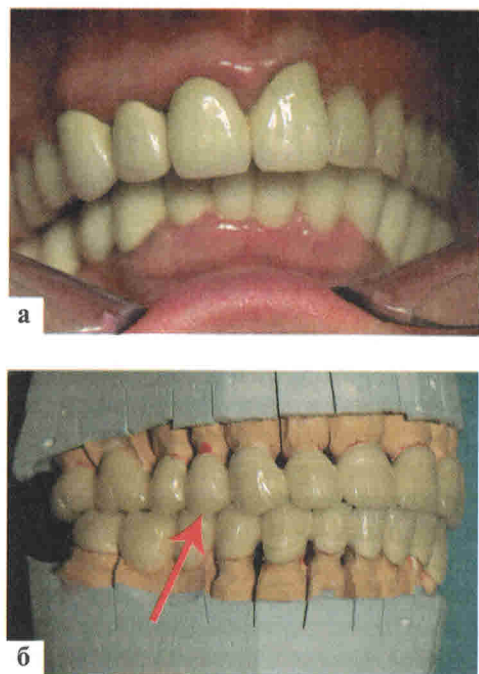


Рис. 19.1. Положение максимального межбугоркового смыкания зубов (а) и опорные (центральные удерживающие) бугорки (б) обеспечивают стабильное взаимоотношение зубных рядов как в горизонтальной, так и в вертикальной плоскости при центральной окклюзии (в). Стрелками указаны оптимальные места контактов

(рис. 19.3). Оптимальные направляющие плоскости обеспечивают наиболее благоприятное распределение жевательной нагрузки на зубные ряды и височно-нижнечелюстные суставы за счет бесприпятственного скольже-



Рис. 19.2. Сбалансированные фиссурно-бугорковые и бугорково-фиссурные контакты с оптимальной формой направляющих плоскостей

ния зубов нижней челюсти при всех функциональных движениях.

При *передней окклюзии* фиксируют контакты передних зубов встык и минимальное разобщение боковых зубов — дизокклюзия. Суставные головки находятся напротив нижней трети задних скатов суставных бугорков. При *боковой окклюзии* различают три типа окклюзионных контактов, наблюдаемых при ортогнатическом соотношении зубных рядов.

Групповая направляющая функция (групповые контакты) определяют контакты щечных бугорков жевательных зубов на латеротрузионной стороне при отсутствии окклюзионных контактов на медиотрузионной стороне.

Клыковая направляющая функция, или окклюзия, защищенная клыками. Фиксируются контакты на клыках латеротрузионной стороны и отсут-



Рис. 19.3. Формирование передней (а) и боковых (б, в) направляющих плоскостей. Объяснение в тексте



стве их на медиотрузионной. Подобный тип соотношения зубов наблюдается при значительном резцовом перекрытии.

Одновременные контакты одноименных бугорков на латеротрузионной стороне и разноименных на медиотрузионной практически не встречаются. Их рекомендуется использовать при изготовлении протезов пациентам с полной адентией (балансный тип окклюзии).

Двусторонняя сбалансированная окклюзия. При всех трансверсальных движениях нижней челюсти фиксируются контакты на боковых зубах. При интактных зубных рядах подобный тип смыкания возможен при прямом соотношении зубных рядов, генерализованном стирании зубов, бруксизме и т. д. Этот тип смыкания зубов рекомендуется использовать при полной адентии как фактор, обеспечивающий стабилизацию съемных протезов при движении нижней челюсти в пределах окклюзионного поля.

19.1. Понятие о протезном ложе

Под протезным ложем понимаются органы и ткани челюстно-лицевой области, находящиеся в непосредственном контакте с протезными конструкциями. Протезным ложем может служить:

- зубы и их корни;
- кортикальная пластинка и губчатое вещество челюстей при постановке имплантатов;
- слизистая оболочка и костные структуры беззубых альвеолярных отростков при опоре съемных протезов;

Под протезным полем понимаются органы и ткани челюстно-лицевой области, находящиеся под опосредованным влиянием изготовленных протезов. Например:

- ткани пародонта;
- костная ткань челюстей и черепа;
- жевательные мышцы;
- височно-нижнечелюстной сустав.

19.2. Оттиски и оттисковые материалы

Для полноценного изготовления зубного протеза необходимо подобрать вид оттиска и оттисковой материал, адекватный состоянию тканей протезного ложа и будущему протезу. Под оттиском (или слепком) понимается негативное отображение твердых и мягких тканей протезного ложа в пределах анатомически и функционально точно оформленных границ, необходимых для изготовления качественного протеза в функциональном и эстетических отношениях. Термин «оттиск» (слепок) определяет одно и то же понятие с условным делением: одни врачи, а их меньше, предлагают использовать термин «слепок», понимая под этим минимальное давление материала на ткани протезного ложа при получении слепка; для этих целей применяют материалы кристаллической группы и чаще всего для получения вспомогательных моделей. Термин «слепок» постепенно уходит, заменяясь «оттиском». Другие врачи предлагают пользоваться «оттиском», который, при его получении, оказывает определенное давление на ткани протезного ложа, применяя при этом, чаще всего, материалы силиконовой группы (силиконовые каучуки), идеально отображающие ткани протезного ложа.

По отношению к оказываемому давлению оттискового материала на

ткани протезного ложа оттиски подразделяют на произвольные (получаемые при давлении рук врача), жевательные (при давлении жевательных мышц), дозированные (при применении определенного усилия, получаемого при помощи динамометра).

По отношению к анатомическим образованиям протезного ложа, оттиски подразделяются на анатомический произвольный, получаемый с помощью стандартной ложки (чаще эластическими материалами для получения вспомогательных или эластических моделей или изготовления индивидуальных ложек с помощью которых получают функционально оформленные, компрессионный или разгружающий по отношению к бортам и протезного ложа индивидуальной ложкой. Под рабочими оттисками подразумеваются такие, с помощью которых готовят зубные протезы.

Оттиски могут быть двойными, когда для основы первого слоя применяют вязкий силиконовый материал, который корректируется вторым вязко-текучим материалом, обеспечивающим высокую точность получаемого оттиска.

Силиконовые оттиски могут быть получены одноэтапным методом, при котором стандартную ложку заполняют силиконом первого слоя, а в местах, где требуется высокая точность вносится силикон корректирующего слоя. С помощью шприца вязко-текучий силикон наносится на отпрепарированные зубы и, при необходимости, на слизистую оболочку. Стандартная ложка с двумя слоями вводится в полость рта для получения оттиска и одновременной полимеризации слоёв силикона.